

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

ÉVALUATION DE STRATÉGIES VISANT LA RÉDUCTION DES  
CONTRAINTES PHYSIQUES POUR LES MEMBRES SUPÉRIEURS  
ASSOCIÉES AU BOULONNAGE À LA CLÉ À CHOCS PNEUMATIQUE SUR  
LE PLAN HORIZONTAL ET VERTICAL DANS LES SECTEURS DES  
SERVICES À L'AUTOMOBILE

MÉMOIRE  
PRÉSENTÉ  
COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR  
ALEXANDRE ROULEAU

FÉVRIER 2010

## UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

Service des bibliothèques

### Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement n°8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## REMERCIEMENTS

Ce projet de maîtrise a nécessité la participation de plusieurs personnes dont leur rôle et leur implication ont été un élément clé de la réalisation de ce mémoire. Sans elles, ce projet n'aurait pu se terminer et m'apporter autant.

Je veux remercier Robin Drolet (UQAM) pour les nombreux appareils électroniques qu'il a conçus pour ce projet et pour la vitesse à laquelle il a répondu à nos demandes. Je veux aussi remercier Bertrand Fournier, du SCAD, pour les analyses statistiques. Je veux également remercier Carole Roy (UQAM) pour sa participation, pour son soutien, pour les innombrables fois où elle est venue à mon secours... et beaucoup plus encore.

Merci à Judith Poulin Martin et à Lucas Giusti pour leurs commentaires pertinents et leur support.

Je veux remercier Marc Bélanger Ph.D., directeur du département de kinanthropologie de l'UQAM, pour sa participation en tant que membre interne de mon jury d'évaluation, mais plus particulièrement pour ses commentaires et ses suggestions pertinentes.

Je tiens aussi à remercier Denis Giguère de l'IRSST pour sa participation en tant que membre externe. Mais, je tiens aussi à le remercier pour les trois dernières années pendant lesquelles j'ai beaucoup appris à ses côtés en participation à deux projets de recherche. Il s'agit d'expériences qui ont eu un impact majeur sur mon parcours académique et professionnel.

Finalement, je tiens à remercier spécialement mon directeur de recherche, Denis Marchand Ph.D., pour l'aboutissement de ce projet de maîtrise. Je tiens aussi à lui dire merci pour sa franchise, pour sa disponibilité, pour son ouverture d'esprit, pour les longues discussions et les innombrables concepts et connaissances qu'il m'a transmis au cours des trois dernières années. Je profite aussi de cette tribune pour le

remercier de l'excellente formation que j'ai reçue ainsi que pour tous les projets, les mandats et les cours dans lesquels il m'a impliqué.

# TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	vii
LISTE DES TABLEAUX.....	xi
RÉSUMÉ .....	xii
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE I	
REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	4
1.1 Les troubles musculo-squelettiques en mécanique automobile .....	4
1.1.1 La posture de travail.....	4
1.1.2 L'utilisation d'outils énergisés.....	4
1.2 L'apparition et le développement des troubles musculo-squelettiques.....	5
1.3 Les facteurs propres à l'apparition des TMS-MS en mécanique automobile .....	9
1.3.1 Les postures inadéquates.....	9
1.3.2 Les efforts excentriques .....	11
1.4 Les facteurs de risques du boulonnage avec la clé à chocs pneumatique .....	11
1.4.1 Phases du boulonnage .....	12
1.4.2 Les contrecoups associés au couple de serrage.....	13
1.4.3 La demande musculaire lors du serrage final.....	20
1.4.4 Le temps pour atteindre le couple de serrage final .....	22
1.5 La vibration .....	25
1.5.1 Le réflexe tonique vibratoire.....	28
1.5.2 Modèle hypothétique des facteurs liés à la vibration et de leur conséquence .....	29
1.5.3 La vibration de la clé à chocs pneumatique .....	31
1.5.4 La vibration versus les contrecoups .....	33

1.6 Les postures à risques .....	34
1.6.1 Le moment de force .....	35
1.6.2 La relation tension-longueur .....	37
1.7 Résumé de la revue de littérature .....	41

## CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE.....	44
2.1 Sujets.....	44
2.1.1 Les données anthropométriques des sujets .....	44
2.2 Conditions expérimentales.....	45
2.3 Montage expérimental.....	48
2.3.1 Clés à chocs pneumatiques et compresseur à air .....	49
2.4 Mesures .....	49
2.4.1 Moments de force externes exercés par les outils.....	49
2.4.2 Variables de contrôle.....	50
2.4.3 Variables temporelles et mécaniques reliées à l'atteinte du couple de serrage final .....	52
2.4.4 Variables dépendantes reliées à la demande musculaire.....	52
2.5 Analyse statistique .....	58
2.6 Impacts attendus de chacune des variables indépendantes .....	59
2.6.1 Le positionnement du coude .....	59
2.6.2 La clé à chocs pneumatique utilisée.....	60
2.6.3 Le type de saisie de la clé à chocs pneumatique .....	61

## CHAPITRE III

RÉSULTATS .....	62
3.1 Analyse des caractéristiques de l'outil.....	62
3.2 Les résultats des variables de contrôle .....	63
3.2.1 Le couple de serrage final .....	63

3.2.2 Le positionnement des membres supérieurs .....	65
3.3 Les résultats des variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final .....	67
3.3.1 Le nombre de coups pour atteindre le couple de serrage final.....	67
3.4 Les résultats des variables dépendantes reliées à la demande musculaire .....	72
3.4.1 Le plan vertical.....	72
3.4.2 Plan horizontal .....	84
3.4.3 Analyse de l'effet de la vibration .....	97
3.5 Analyse des données psychophysiques.....	98
3.5.1 Plan vertical.....	98
3.5.2 Plan horizontal .....	99
CHAPITRE IV	
DISCUSSION .....	101
4.1 Variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final .....	101
4.2 Le positionnement du coude .....	102
4.3 Le type de saisie .....	107
4.4 Le choix de l'outil .....	108
4.4.1 Le plan vertical.....	109
4.4.2 Le plan horizontal .....	110
4.5 Les exceptions.....	111
4.6 La perception de l'effort.....	112
4.7 Discussion de l'analyse des postures de références .....	113
4.8 Les recommandations.....	114
CONCLUSION ET LIMITES DE L'ÉTUDE.....	116
APPENDICE A .....	117
BIBLIOGRAPHIE .....	119

## LISTE DES FIGURES

Figure 1. Processus d'apparition de blessures lors d'un effort excessif, d'après McGill, 1997. ....	7
Figure 2. Processus d'apparition de blessures lors d'un repos insuffisant, d'après McGill, 1997. ....	8
Figure 3. Processus d'apparition de blessures lors d'un effort statique, tirée de McGill, 1997. ....	9
Figure 4. Situation de travail sous le véhicule où les bras sont au-dessus des épaules. ....	10
Figure 5. La photo présente une situation de travail sous le capot où les bras sont situés au-dessus des épaules. ....	11
Figure 6. Les 4 phases du boulonnage, tirée de Radwin et al. (1989). ....	13
Figure 7. Impact du contrecoup sur la musculature, tiré de Lin 2003. ....	14
Figure 8. Illustration de dommages au tissu musculaire ayant été soumis à un effort isométrique (A) et excentrique (B), tirée de Lieber et Friden, 1999. ....	16
Figure 9. Le déplacement angulaire de la poignée lors du serrage final en fonction du temps pour atteindre le couple maximal, tirée de Armstrong et al. (1999). ....	17
Figure 10. Le déplacement angulaire de la poignée lors du serrage final en fonction du couple de serrage maximal, tirée de Armstrong et al. (1999). ....	18
Figure 11. La demande musculaire en PUM pour les fléchisseurs (en blanc) et les extenseurs (en noir) en fonction du temps pour atteindre le couple maximal, tirée d'Armstrong et al. (1999). ....	18
Figure 12. La demande musculaire en PUM pour les fléchisseurs (en blanc) et les extenseurs (en noir) en fonction du couple de serrage maximal, tirée de Armstrong et al. (1999). ....	19
Figure 13. Le couple de serrage (en haut), la force de préhensions (en bas trait mince) et le déplacement angulaire de la main (en bas trait épais) lors du boulonnage en fonction du temps, tiré de Lin et al. (2006). ....	20
Figure 14. Demande musculaire (en % RVE) d'un extenseur du poignet gauche (graphique à gauche) et d'un extenseur du poignet droit (graphique à droite) en fonction du temps lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique, tirée de Forsman et al. (2002), le trait continu correspond au boulonnage d'un joint dur et le trait pointillé correspond au boulonnage d'un joint mou. ....	21
Figure 15. Le positionnement du joint (mm), le déplacement de la poignée (mm) et la demande musculaire (RMS EMG) en fonction du temps, tirée de Lin et al. (2003). ....	22
Figure 16. La différence de quantité de mouvement en rotation lors de l'utilisation d'un joint dur ou d'un joint mou, tirée de Radwin et al. (1989). ....	23
Figure 17. Rondelle de Belleville avec une vis. ....	24



Figure 18. Montage qui permet une variation du temps pour atteindre le couple de serrage final à l'aide de rondelles de Belleville, tirée de Potvin et al. (2004). ...	24
Figure 19. L'activité musculaire lors d'une exposition inattendue (A) et attendue (B) à de la vibration mécanique, tirée de Eklund et Hagbarth, 1966. La flèche vers le haut indique le début de l'exposition et celle vers le bas, l'arrêt. ....	29
Figure 20. Modèle hypothétique des facteurs qui influencent l'activité des muscles impliqués lors de l'utilisation de la clé à chocs pneumatique. ....	31
Figure 21. Comparaison de la vibration produite par différentes clés à chocs pneumatiques lors du boulonnage et du déboulonnage, tirée de Hansson et al. (1987). ....	32
Figure 22. La vibration mesurée sur le patin (A) et sur le tibia (B) à l'aide d'un accéléromètre, tirée du mémoire de Cynthia Thompson, UQAM, 2000. ....	34
Figure 23. Vue sagittale du moment de force exercé sur le poignet lors du maintien de la clé à chocs pneumatique. ....	36
Figure 24. Vue frontale du bras de force associé à la clé à chocs pneumatique. ....	36
Figure 25. L'influence de la position du segment sur le moment de force à l'épaule. ....	37
Figure 26. La tension que peut générer un muscle à différent niveau d'étirement, tiré d'Anatomie du geste sportif de Wirhed (1985). ....	38
Figure 27. La courbe de la relation tension-longueur agoniste, tirée de Wirhed. ....	39
Figure 28. Les cinq positions prises lors de l'étude de Marchand et al. (2008). ....	40
Figure 29. Moments de force (Nm) obtenus selon les différents angles relatifs à l'épaule lors d'une mobilisation passive du bras, tiré de Marchand et al., 2008. ....	41
Figure 30. Pourcentages d'utilisation musculaire moyens des deltoïdes obtenus selon les différents angles relatifs à l'épaule et où le bras était toujours maintenu à l'horizontale, tiré de Marchand et al., 2008. ....	41
Figure 31. Les différentes postures des conditions expérimentales. ....	46
Figure 32. Utilisation de la rallonge de 45 cm lors du boulonnage sur le plan horizontal avec le coude en flexion. ....	47
Figure 33. Le montage expérimental fixé à une poutre de soutien. ....	48
Figure 34. Illustration des segments de la plateforme ajustable. ....	49
Figure 35. L'adaptateur IMADA tenant lieu de vis. ....	50
Figure 36. Exemple d'une image qui a servi à l'analyse du positionnement des membres. ....	51
Figure 37. Représentation d'électrode Delsys. ....	54
Figure 38. Localisation des neuf muscles instrumentés. ....	55
Figure 39. Identification de la période du contrecoup de départ et de la période analysée de 2 secondes pour une situation de référence où l'outil est en marche. ....	57
Figure 40. L'influence attendue de la position du coude lors des conditions expérimentales où la position a été modifiée. ....	59
Figure 41. Travail réalisé avec les bras au-dessus des épaules et au niveau de la poitrine avec l'utilisation d'une rallonge de 45 cm lors d'un travail sous le véhicule. ....	60

Figure 42. Boulonnage à la clé à chocs pneumatique effectué à deux mains (photo à droite ) et à une main (photo à gauche).....	61
Figure 42. Couple de serrage final atteint en fonction de l'outil sur le plan horizontal. (p=0.0020).....	64
Figure 43. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse couple de serrage final lors du boulonnage sur le plan vertical. (p=0,0078).....	65
Figure 44. Interaction entre l'outil et le positionnement du coude lors de l'analyse du nombre de coups pour atteindre 115 Nm sur le plan horizontal. (p=0,0033) .....	67
Figure 45. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse du nombre de coup pour atteindre 115 Nm sur le plan vertical. (p= 0,0056).....	68
Figure 46. Interaction entre l'outil et le positionnement du coude lors de l'analyse de la durée du serrage final sur le plan horizontal. (p=0,0025) .....	69
Figure 47. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse de la durée du serrage final sur le plan vertical. (p=0,0059) .....	70
Figure 48. Interaction en l'outil et le positionnement du coude lors de l'analyse de la durée total du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,0037) .....	71
Figure 49. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse de la durée total du boulonnage sur le plan vertical. (p=0,0076) .....	72
Figure 50. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM maximum pour le deltoïde antérieur lors du serrage final sur le plan vertical. (p=0,009).....	77
Figure 51. Interaction entre l'outil et le positionnement du coude lors de l'analyse du %CVM maximum pour le biceps brachial lors du serrage final sur le plan vertical. (p. 0,0029) .....	78
Figure 52. Interaction entre le positionnement du coude et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM maximum pour l'extenseur commun des doigts lors du serrage final sur le plan vertical. (p=0,0273). .....	79
Figure 53. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM moyen pour le deltoïde antérieur lors du boulonnage sur le plan vertical. (p=0,0452).....	83
Figure 54. Interaction entre l'outil et le positionnement du coude lors de l'analyse du %CVM moyen pour le biceps brachial lors du boulonnage sur le plan vertical. (p=0,0168).....	84
Figure 55. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM maximal pour le biceps brachial lors du serrage final sur le plan horizontal. (p=0,0335).....	88
Figure 56. Interaction entre le positionnement du coude et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM maximal pour le triceps brachial lors du serrage final sur le plan horizontal. (p=0,0223).....	89
Figure 57. Interaction entre le positionnement du coude et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM moyen pour le deltoïde moyen lors du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,0033).....	93

Figure 58. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM moyen pour le biceps brachial lors du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,0101).....	94
Figure 59. Interaction entre le positionnement du coude et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM moyen pour le triceps brachial lors du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,009).....	94
Figure 60. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM moyen pour le triceps brachial lors du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,0144).....	95
Figure 61. Interaction entre le positionnement du coude et le type de saisie lors de l'analyse du %CVM moyen pour l'extenseur radial du carpe lors du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,0065).....	96
Figure 62. Interaction entre l'outil et le positionnement du coude lors de l'analyse du %CVM moyen pour l'extenseur commun des doigts lors du boulonnage sur le plan horizontal. (p=0,0469).....	96
Figure 63. Les cotes psychophysiques d'effort physique moyennes lors des conditions expérimentales sur le plan vertical (n=16). .....	99
Figure 64. Les cotes psychophysiques d'effort physique moyennes lors des conditions expérimentales sur le plan horizontal (n=16).....	100
Figure 65. Comparaison qualitative du bras de résistance associé au positionnement du coude lors du boulonnage sur le plan vertical. ....	103
Figure 66. Comparaison de l'angle relatif à l'épaule lors du boulonnage sur le plan horizontal.....	105
Figure 67. Comparaison qualitative du bras de résistance associé au positionnement du coude lors du boulonnage sur le plan horizontal.....	106
Figure 68. Comparaison quantitative du moment de force à l'épaule lors du boulonnage sur le plan horizontal lorsque le coude est fléchi et en extension à l'aide du logiciel 3DSSPP de l'Université du Michigan.....	106
Figure 69. Le bras de force en centimètre de l'outil léger (à gauche) et de l'outil lourd (à droite). .....	111

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Données de l'étude de Lin et al. (2006) sur le déplacement angulaire de clés à chocs pneumatiques lors du serrage final.....	17
Tableau 2. Les facteurs reconnus qui influencent la gravité de l'exposition occupationnelle de la main à de la vibration. (Traduction de Brammer et Taylor, 1982, tirée de Chaffin, 2006.) .....	27
Tableau 3. Caractéristiques anthropométriques des sujets.....	45
Tableau 4. Les 16 conditions expérimentales .....	46
Tableau 5. Fonctions des muscles instrumentés lors de l'expérimentation, la fonction en gras représente celle qui a été sollicitée lors du test de contraction volontaire maximale.....	53
Tableau 6. Panonceau Échelle de Borg pour la quantification de l'effort physique... 58	
Tableau 7. Le poids des outils avec et sans rallonge.....	63
Tableau 8. Le moment de force des outils dans les deux plans avec et sans rallonge.63	
Tableau 9. Les angles pour chacune des conditions expérimentales à partir de l'analyse des postures (N = 13).....	66
Tableau 10. Résultats de l'analyse statistique de la variance par mesures répétées pour le %CVM maximal lors du serrage final sur le plan vertical. (n=13) .....	74
Tableau 11. Résultats des effets simples en %CVM maximum significatif à $p<0,05$ lors du serrage final sur le plan vertical. (N = 13) .....	76
Tableau 12. Résultats de l'analyse statistique de la variance par mesures répétées pour le %CVM moyen pour le boulonnage sur le plan vertical. (n=13) .....	80
Tableau 13. Résultats des effets simples en %CVM moyen significatif à $p<0,05$ pour le boulonnage sur le plan vertical. (N = 13).....	82
Tableau 14. Résultats de l'analyse statistique de la variance par mesures répétées pour le %CVM maximal lors du serrage final sur le plan horizontal. (n=13).....	85
Tableau 15. Résultats des effets simples en %CVM maximal significatif à $p<0,05$ pour le serrage final sur le plan horizontal. (N = 13).....	87
Tableau 16. Résultats de l'analyse statistique de la variance par mesures répétées pour le %CVM moyen lors de la totalité du boulonnage sur le plan horizontal. (n=13) .....	90
Tableau 17. Résultats des effets simples en %CVM moyen significatif à $p<0,05$ pour la totalité du boulonnage sur le plan horizontal. (N = 13) .....	92
Tableau 18. La demande musculaire en %CVM pour les situations de références, les résultats en gras représentent les différences significative à $p<0,05$ . ....	98



## RÉSUMÉ

Le milieu des Services à l'automobile est un secteur d'activité important, tant par son nombre d'entreprises que de travailleurs. Au fil des ans, quelques études ont présenté que ce milieu est touché d'une manière importante par les troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs (TMS-MS). Plusieurs auteurs ont établi un lien entre les postures de travail, les outils utilisés et le développement de TMS-MS.

Cette étude avait pour objectif d'évaluer des stratégies utilisées lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatiques par des mécaniciens d'expérience ayant préalablement été observés par Giguère et al. (2007) lors d'une étude exploratoire portant sur les TMS-MS dans le secteur des Services à l'automobile. Ces stratégies avaient été identifiées en raison de leur potentiel à diminuer les contraintes physiques aux membres supérieurs associées au boulonnage à la clé à chocs pneumatique.

Seize sujets ont réalisé cinq manœuvres de boulonnage, mais les résultats de seulement treize d'entre eux ont été utilisés pour les analyses statistiques multifactorielles. Ces sujets devaient réaliser seize conditions expérimentales qui furent créées à partir de la combinaison de quatre variables indépendantes. Ces variables comportaient: les plans de travail (horizontal et vertical), les positions du coude (en flexion et en extension), les types de saisie (à une main et à deux mains) et les caractéristiques des clés à chocs pneumatiques (modèle lourd et modèle léger). Lors du boulonnage sur le plan horizontal avec le coude fléchi, une rallonge de 45 centimètres a été utilisée pour assurer le dégagement de la tête. Lors du boulonnage des cinq vis, le couple de serrage à atteindre d'au moins 115 Nm était mesuré à l'aide d'un capteur IMADA DL-1M.

La demande musculaire a été mesurée avec l'électromyographie (EMG) de surface pour neuf muscles des membres supérieurs. L'évaluation des moments de force externes exercés par les outils au niveau de la prise a aussi été faite. La vidéo a permis d'évaluer le positionnement angulaire des membres supérieurs et les capteurs de force (accéléromètre et couple de serrage) ont servi à établir la durée du boulonnage ainsi que le nombre de coups pour atteindre le couple de serrage final. La perception psychophysique de l'effort associée aux différentes conditions expérimentales a aussi été recueillie pour chacun des sujets.

Selon les résultats de l'EMG, l'utilisation d'une rallonge de 45 centimètres qui permettait de boulonner sur le plan horizontal avec le coude fléchi a permis de réduire les pourcentages d'une contraction volontaire maximale de 29 % pour le trapèze supérieur et de 23,6% pour le deltoïde antérieur. Cette baisse suggère la posture et parfois plus importante que l'ajout d'un poids supplémentaire de 800 grammes (poids

de la rallonge), pour induire une réduction de la demande musculaire. Les résultats ont aussi démontré que le manque de puissance de la clé à chocs légère entraînait toujours durée de boulonnage plus importante par rapport à celle plus lourde.

Il serait intéressant de poursuivre cette étude en tentant d'identifier clairement qu'elles sont les caractéristiques d'une clé à chocs pneumatique qui permettent de réduire les contraintes physiques associées au boulonnage avec cet outil.

*Mots clés : Mécanique automobile, Trouble musculo-squelettique au membre supérieur, ergonomie, Électromyographie, biomécanique, couple de serrage, boulonnage.*

## **Introduction**

Le milieu des services à l'automobile est un secteur d'activité important, tant par son nombre d'entreprises que de travailleurs, et ce, en raison de l'ordre de grandeur du parc automobile canadien. Selon Statistique Canada (2007), le nombre de véhicules neufs vendus en 2006 a dépassé les 1 666 000 unités. De plus, ce milieu est reconnu pour être touché d'une manière importante par les troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs (TMS-MS).

Un examen des statistiques québécoises présente qu'entre 1998 et 2002, les TMS-MS représentaient 8,7 +/- 1,1 % des lésions compensées dans ce secteur. Cette proportion représentait 14,9 +/- 1,8 des jours d'arrêt de travail et 13,8 +/- 2,1 % des déboursements totaux selon les données présentées. De plus, le pourcentage des déboursements totaux étant plus élevé que le pourcentage des lésions compensées de ce secteur indique l'importance des TMS-MS et la complexité de la problématique qu'ils représentent (Giguère et al., 2007 et Semid, 2002). Aux États-Unis, le secteur de la mécanique automobile se classe au 15<sup>e</sup> rang quant à la prévalence de l'apparition de troubles de la santé et au 13<sup>e</sup> rang pour la perte de jours de travail avec une moyenne de 7 +/- 2,2 jours d'arrêt par lésion reconnue, selon les données de 1988 du National Health Interview Survey (Gold et al., 2006).

Quelques études ont démontré un lien entre l'apparition de TMS-MS et le travail dans le secteur de la mécanique automobile. À titre indicatif, dans une étude portant sur un échantillon de 103 mécaniciens choisis aléatoirement à travers 12 garages, Torp et al. (1996) ont démontré que 96 % d'entre eux ont ressenti au moins un inconfort à une partie de leur corps au cours des 12 derniers mois. Cet inconfort attribuable à leur travail serait pour 52 % de ces sujets ressentis au niveau des épaules.

Selon certains chercheurs, la prévalence des TMS-MS dans le milieu de la mécanique automobile serait induite par la quantité de travail réalisé avec les bras au-dessus des épaules lors des tâches de travail sous le capot, sous le véhicule et sous le tableau de bord (Giguère et al., 2007; Torp et al., 1996 et Kant et al., 1990). Dans une étude récente, Giguère et al. (2007) ont observé que lors du travail sous le capot d'un véhicule, la proportion du temps total de travail où le travailleur a les bras au-dessus des épaules pouvait atteindre jusqu'à 47 %. En ce sens, Kuorinka et al. (1995) ont conclu qu'une proportion importante du quart de travail réalisé avec les bras au-dessus des épaules était en lien avec l'apparition de TMS-MS.

Outre les mauvaises postures, d'autres facteurs de risques peuvent expliquer la présence de TMS-MS chez les mécaniciens automobiles tels les efforts excessifs et l'exposition à la vibration (Gold et al., 2006). La vibration et les impacts répétitifs subis par les mécaniciens lors de l'utilisation d'outils pneumatiques sont souvent mis en cause lors de l'apparition de TMS-MS (Barregard, 2003; Kihlberg et Hagberg, 1997; Moen et al., 1995 et Musson et al., 1989). À ce sujet, Giguère et al. (2007) ont observé que la manipulation d'un outil énergisé (électricité, gaz et air comprimé) pouvait atteindre jusqu'à 27 % du temps total de certaines tâches de travail pour un mécanicien.

Toutefois, la plupart des études en mécanique automobile ne font que le constat de la présence des facteurs de risques pouvant expliquer la présence de TMS-MS. Elles ne permettent pas d'identifier des postures ou des stratégies alternatives qui pourraient réduire les contraintes physiques et ainsi diminuer la prévalence de TMS-MS dans ce secteur d'activité.

Ainsi, ce projet de maîtrise vise à évaluer des stratégies utilisées lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique, qui auraient pour objectif de réduire les contraintes



physiques aux membres supérieurs lors de l'utilisation de cet outil. Les deux stratégies qui seront évaluées ont été identifiées par Giguère et al. (2007) lors d'une étude exploratoire portant sur 46 tâches qui ont été observées sur le terrain, dans le Secteur des services à l'automobile. L'évaluation de ces stratégies qui visent la réduction des contraintes physiques pour les membres supérieurs associées au boulonnage à la clé à chocs pneumatique sur le plan horizontal et vertical, sera faite par électromyographie (EMG). L'objectif final est de déterminer, de façon objective et quantitative, quelles sont les bonnes méthodes de travail lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique afin de diminuer les contraintes physiques aux membres supérieurs dans le secteur des Services à l'automobile.

# **Chapitre I**

## **Revue de la littérature**

La revue de la littérature présentera trois thématiques i) les troubles musculo-squelettiques (TMS) en mécanique automobile, ii) les mécanismes causant l'apparition et le développement des TMS et iii) les facteurs de risques spécifiquement liés à la mécanique automobile.

### **1.1 Les troubles musculo-squelettiques en mécanique automobile**

#### **1.1.1 La posture de travail**

Torp et al. (1996) ont présenté, sur un total de 103 mécaniciens ayant répondu à un questionnaire de symptômes, que 62 % souffrent de douleur au cou, 52 % aux épaules et 34 % aux poignets et aux mains. De plus, parmi les travailleurs souffrant de douleur aux épaules, 43 % d'entre eux considèrent cette douleur comme étant la plus problématique lorsqu'ils sont au travail. Selon ces chercheurs, l'apparition de douleur au niveau des épaules est induite par les postures de travail où les bras sont situés au-dessus des épaules. Ils considèrent tout comme Kuorinka et al. (1995) que ce type de posture est en lien avec l'apparition de tendinites à l'épaule. Pour ces deux équipes de chercheurs, l'apparition de TMS-MS provient des postures inadéquates et des mouvements effectués aux limites de l'amplitude articulaire.

#### **1.1.2 L'utilisation d'outils énergisés**

Selon plusieurs chercheurs (Hagberg et al., 1995; Wieslander et al., 1989 et Armstrong et al., 1987), les mécaniciens peuvent être considérés comme une population à risque de développer le syndrome du tunnel carpien en raison de l'exposition à la vibration et aux efforts musculaires intenses et répétés réalisés avec

le poignet fléchi ou en hyperextension. Ils sont aussi à risque de développer une thrombose artérielle ulnaire en raison de l'exposition à la vibration et au martèlement manuel. Pour Armstrong et al. (1987), l'exposition à la vibration serait aussi la cause de l'apparition de ténosynovites, de tendinites, du syndrome DeQuervain et de péri-tendinites au niveau des membres supérieurs. La répétition de mouvements en pronation et en supination, ainsi que l'effort important lors du boulonnage avec une clé à chocs pneumatique, seraient mis en cause dans l'apparition d'épicondylites latérales et médiales (épitrôchléite). De plus selon Moen et al. (1995), qui ont interrogé au moyen d'un questionnaire 172 mécaniciens ayant une moyenne de quatorze années d'expérience, le syndrome de « *vibration white finger* » (VWF) et la paresthésie seraient présents dans le milieu de la mécanique automobile.

## **1.2 L'apparition et le développement des troubles musculo-squelettiques**

Comme il a été souligné dans l'introduction, le lien entre les TMS-MS et le travail de mécanicien n'est plus à démontrer. Les mécanismes généraux et spécifiques causant l'apparition et le développement de TMS-MS dans le secteur de la mécanique automobile seront définis dans la section suivante.

Selon Chaffin (1987), il existe deux scénarios à la base de l'apparition de tous les types de blessures. Tout d'abord, il y a le scénario d'effort inattendu (*sudden external force*) où les événements traumatiques, qui sont en lien avec ce scénario, sont des chutes, des forces d'impact, des contacts avec la machinerie ainsi que des charges lourdes appliquées sur une courte période de temps. Ces événements peuvent entraîner l'apparition de blessures comme des contusions, des lacérations, des fractures ou des luxations. Ensuite, il y a le scénario d'efforts normaux et volontaires, qui sont répétés sur une longue période de temps (*volitional activity internal force*). Ainsi, la répétition des mêmes mouvements ou l'exposition aux mêmes facteurs de risque durant des heures, des semaines, des mois et des années, entraîne une

détérioration des tissus, ce qui peut provoquer l'apparition de diverses blessures. Il peut s'agir de tendinites, de ténosynovites, de bursites, etc. En fait, dans le premier scénario, il s'agit d'un épisode traumatique, tandis que, pour le second, il s'agit d'une perte de la tolérance des tissus avec le temps. Ces deux scénarios s'appliquent à plusieurs structures corporelles.

De son côté, McGill (1997) propose trois mécanismes généraux pour expliquer l'apparition des TMS. Il s'agit de l'effort excessif, des périodes de repos insuffisantes lors d'un travail répétitif et du maintien prolongé d'une charge statique. Les deux premiers présentent beaucoup de similitudes avec les deux scénarios suggérés initialement par Chaffin (1987).

L'apparition d'une lésion lors du scénario d'effort excessif consiste en un processus rapide où une force externe dépasse le seuil de tolérance des tissus du travailleur (voir la figure 1). En fait, lors d'une condition normale, la force externe est toujours inférieure au seuil de tolérance des tissus, ce qui leur confère une marge de sécurité. Cependant, lors d'une situation exceptionnelle, la charge peut dépasser ce seuil de tolérance. Selon les statistiques du bureau du travail des États-Unis de 2004 citées par Lin et al. (2006), les efforts excessifs seraient l'une des deux causes les plus importantes provoquant l'apparition de lésions induites par l'utilisation d'outils énergisés. Cependant, lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique dans des conditions normales de travail, ce processus est peu envisageable. Toutefois, lors du boulonnage des roues d'un camion lourd, ce processus pourrait avoir lieu en raison du couple de serrage très élevé et de la puissance des clés à chocs utilisées.

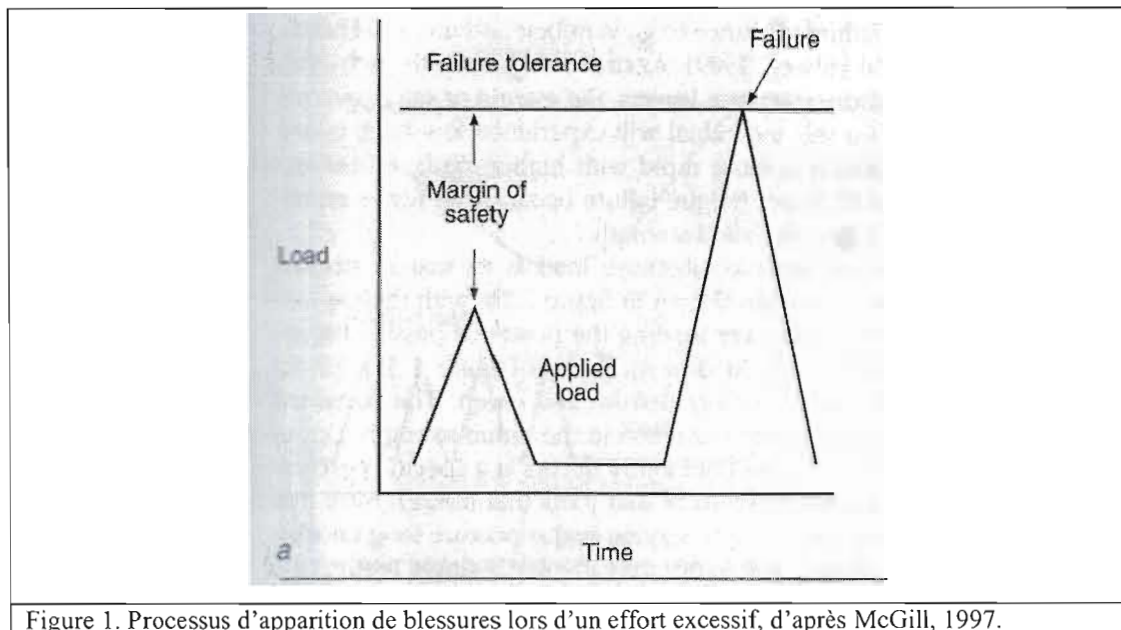


Figure 1. Processus d'apparition de blessures lors d'un effort excessif, d'après McGill, 1997.

L'apparition d'une lésion dans le cas du repos insuffisant est un processus plus long, qui peut varier de quelques heures à plusieurs années. La figure 2 présente ce processus. En fait, il s'agit d'une force externe, qui devrait être inférieure au seuil de tolérance des tissus dans une condition normale. Cependant, en raison d'une activité répétée jumelée à un repos insuffisant, le seuil de tolérance des tissus diminue graduellement jusqu'au moment où il devient inférieur à la force externe. Ce repos insuffisant pourrait être conséquent à une accumulation de fatigue sur une journée de travail, une semaine, quelques mois ou même quelques années. Lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique, le problème proviendrait du boulonnage de nombreux écrous sur une période prolongée associé à une période de repos insuffisante entre chacun des boulons. Par exemple, lors de la période de la pose des pneus d'hiver au début des premières neiges en Amérique du Nord.

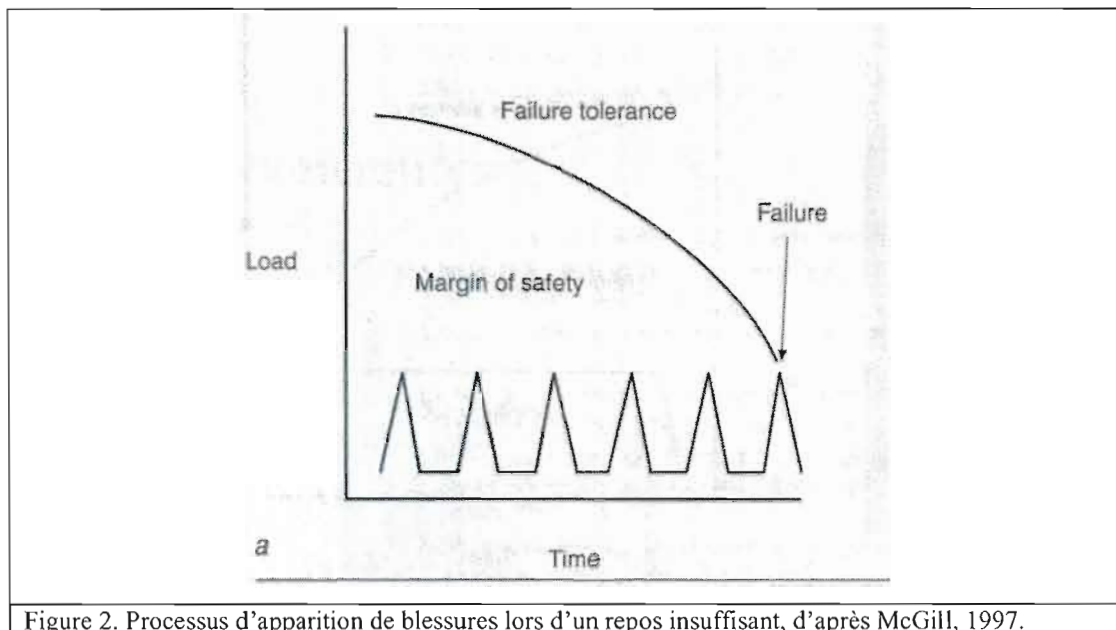
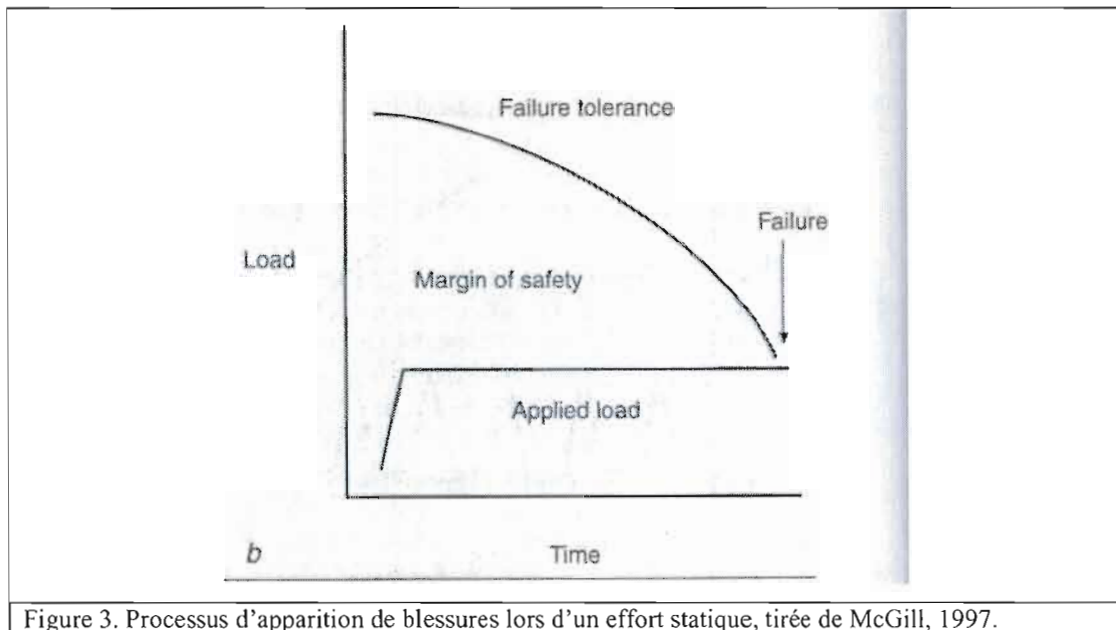


Figure 2. Processus d'apparition de blessures lors d'un repos insuffisant, d'après McGill, 1997.

Lors du processus impliquant une charge statique, l'apparition de TMS survient sur un laps de temps qui varie de quelques heures à quelques années. C'est un processus où une force externe, qui est inférieure au seuil de tolérance des tissus, est maintenue de manière permanente sur une période de temps prolongée. Le seuil de tolérance des tissus diminue rapidement après un certain temps, et ce, jusqu'au moment où le seuil de tolérance devient inférieur à la force externe (voir la figure 3). La baisse du seuil de tolérance des tissus s'explique par une diminution de l'irrigation sanguine, qui elle est induite par une contraction musculaire isométrique (*effort statique*) servant à maintenir l'outil, lorsqu'il est en état de marche (par exemple, le doigt sur la détente pour activer l'outil). Cet effort statique provient également du travail des muscles de l'avant-bras qui doivent vaincre le moment de force en rotation produit par la clé à chocs pneumatique. Par exemple, il serait possible d'observer ce phénomène lors du déboulonnement d'un écrou, pris dans la rouille, à l'aide d'une clé à chocs pneumatique. L'écrou étant coincé, le mécanicien maintiendrait en état de fonctionnement la clé à chocs pneumatique pendant une période de temps prolongée,

sans aucun relâchement musculaire. Ceci diminuerait le seuil de tolérance des tissus et pourrait induire l'apparition d'une lésion.



### 1.3 Les facteurs propres à l'apparition des TMS-MS en mécanique automobile

#### 1.3.1 Les postures inadéquates

Dans le cadre d'une étude épidémiologique, qui regroupait un nombre important de recherches concernant les facteurs de risque causant l'apparition de TMS-MS induits par une surcharge, plusieurs chercheurs sont arrivés à la conclusion que le travail avec les bras au-dessus des épaules représente un facteur de risque intervenant dans l'apparition de TMS (Punnett et al., 2002; Nussbaum et al., 2001; Grieco et al., 1998 et Bystrom et al., 1995). Selon eux, la combinaison de la vibration aux postures inadéquates augmente le risque d'apparition de TMS-MS pour une même posture. Toutefois, la manipulation d'outils énergisés, combinée avec les contrecoups et la vibration qu'ils induisent, n'est que rarement pris en compte lors des recherches



portant sur l'effet des postures de travail inadéquates. Quant aux lésions touchant les coudes, les poignets et les mains, les facteurs de risque mis en évidence par Grieco et al. (1998) sont plutôt associés à l'application importante de force, aux postures contraignantes et aux mouvements répétitifs.

Le travail avec les bras au-dessus des épaules, qu'on retrouve parmi les mauvaises postures, se produit principalement lors de la réalisation des tâches sous le véhicule et sous le capot (Giguère et al., 2007). Gold et al. (2006) arrivent à des conclusions similaires en identifiant le travail sous le véhicule, avec et sans pont élévateur, ainsi que le travail sous le capot, comme les principales situations de travail où les bras sont au-dessus des épaules. De plus, ils présentent ce type de postures comme étant inadéquates. Toujours selon ces auteurs, les TMS peuvent être causés par la répétition d'efforts importants tout au long de la journée ou par un effort excessif. Les figures 4 et 5 présentent les situations typiques de travail sous le véhicule et sous le capot où les bras sont au-dessus des épaules.



Figure 4. Situation de travail sous le véhicule où les bras sont au-dessus des épaules.





Figure 5. La photo présente une situation de travail sous le capot où les bras sont situés au-dessus des épaules.

### **1.3.2 Les efforts excentriques**

Outre les postures inadéquates, l'apparition et le développement de TMS-MS mettraient également en cause les efforts excentriques. Les efforts excentriques sont en lien avec les contrecoups et les freinages rapides que provoquent les petits outils pneumatiques énergisés. Lieber et Friden (1999) expliquent que des efforts excentriques répétés, par exemple l'activité musculaire lors d'une décélération positive, produisent des microdéchirures. Ces dernières pourraient élever le risque d'apparition de lésions ou de TMS-MS si une période adéquate de récupération n'est pas appliquée entre les périodes d'efforts excentriques.

### **1.4 Les facteurs de risques du boulonnage avec la clé à chocs pneumatique**

Comme il a été mentionné précédemment, l'utilisation d'une clé à chocs pneumatique lors du boulonnage induit deux types de facteurs de risque. Premièrement, il y a ceux qui sont associés à la clé à chocs pneumatique et en deuxième lieu, ceux qui sont attribuables au positionnement des membres supérieurs lors de l'utilisation de celle-ci. Les mécanismes de chacun de ces facteurs de risques seront décrits plus loin.

Cependant, les phases du boulonnage seront d'abord présentées afin de comprendre le moment précis où chacun des facteurs de risque est présent.

#### 1.4.1 Phases du boulonnage

Selon les travaux de Radwin et al. (1989), le cycle de boulonnage peut être divisé en 4 phases distinctes. La première phase, qui est le prédépart (*pre-start*, « *PS* »), correspond à la période où le travailleur a l'outil dans ses mains, mais sans avoir actionné la détente. La deuxième phase, le boulonnage sans résistance (*run-down*, « *RD* »), correspond à la période où le travailleur actionne la détente et le boulonnage est effectué sans résistance. La troisième phase, le serrage final (*torque reaction*, « *TR* »), correspond à la période où le couple augmente constamment jusqu'au serrage final. La dernière phase, le postarrêt (*post shut-off*, « *PSo* »), correspond à la période suivant le relâchement de la détente. Ces 4 phases ont été utilisées, entre autres, par Lin et al. (2003 et 2006) et Forsman et al. (2002). La figure 6 présente la demande musculaire (mV) de deux muscles et le couple de serrage (Nm) en fonction des 4 phases du boulonnage. Une première augmentation de la demande musculaire est visible dès le début de la phase du RD, ce qui correspond à la mise en marche de l'outil. Une seconde hausse est perceptible au début de la phase de TR, lorsque le couple de serrage commence à augmenter; il s'agit des contrecoups. Les contrecoups sont un des deux facteurs de risques liés à l'utilisation de la clé à chocs pneumatique, le deuxième étant la vibration de base induite par ce type d'outil lors d'un boulonnage sans résistance.

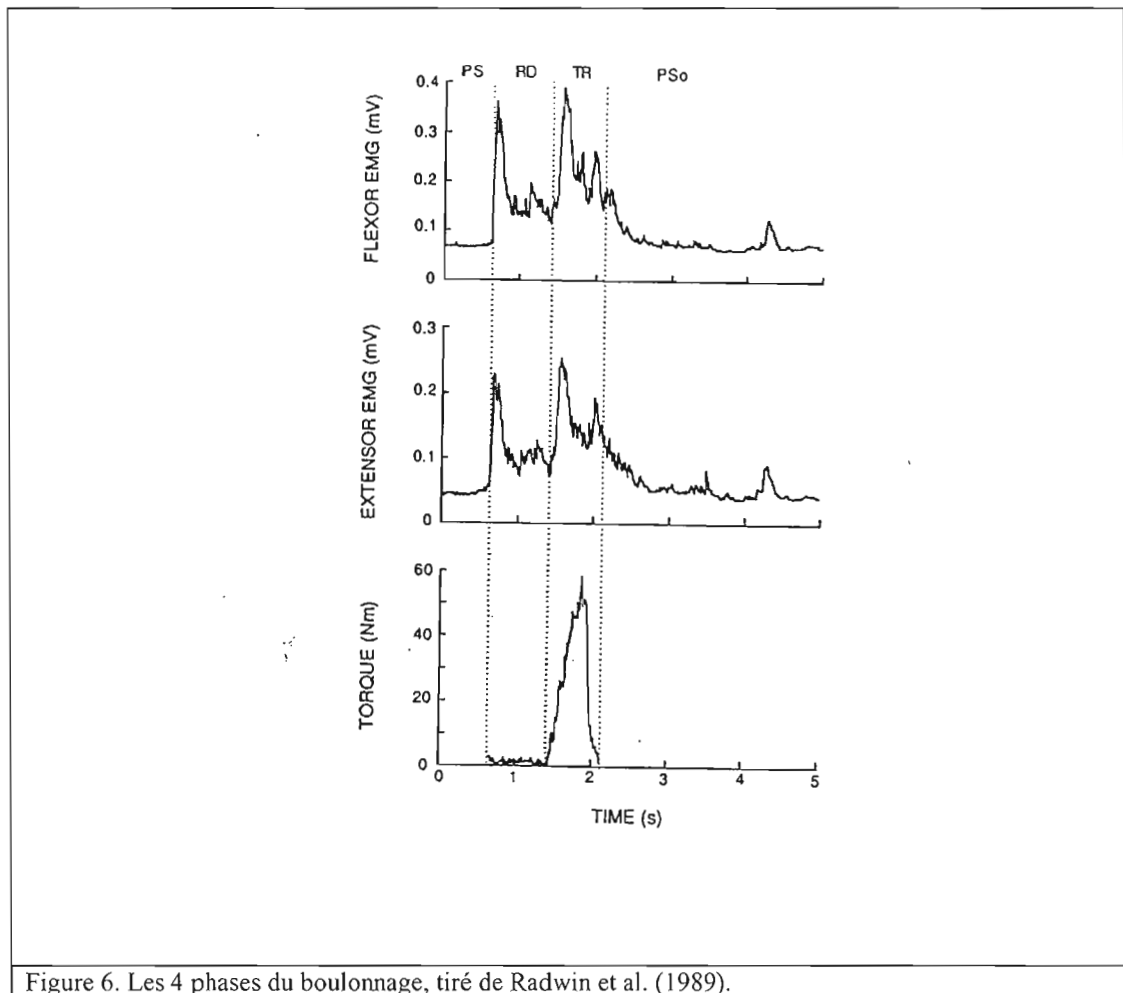


Figure 6. Les 4 phases du boulonnage, tiré de Radwin et al. (1989).

#### 1.4.2 Les contrecoups associés au couple de serrage

Les contrecoups (*torque reaction force*) sont produits par la rotation de l'arbre de transmission de l'outil et ils sont principalement influencés par le couple de serrage ainsi que par la longueur du manche de l'outil (Radwin et al., 1989). Selon Chaffin et al. (2006), dans le contexte d'utilisation d'un outil énergisé, les contrecoups sont une force de rotation devant être freinée par les muscles de la main et de l'avant-bras. À chaque serrage, il y a présence d'au moins un contrecoup. Lorsque ce dernier est fréquemment répété, il peut être associé à l'apparition de fatigue musculaire et de

lésions aux muscles, aux tendons et aux nerfs (Chaffin et al., 2006 et Armstrong et al., 1999).

Le contrecoup le plus important s'exerce généralement au moment du serrage final. Selon l'illustration proposée par Lin et al. (2003), le serrage final causerait un étirement des fibres musculaires (voir figure 7). En fait, lors de la phase de boulonnage sans résistance (RD), la longueur du muscle demeurerait constante et changerait brusquement au début de la phase de serrage. Ainsi, lors du serrage final, le muscle s'allongerait. Cet allongement se fait dans le sens contraire de la fonction du muscle. Concrètement, dans le cas d'une personne droitère, il s'agit d'un muscle supinateur, qui, au moment du contrecoup, sera étiré vers un mouvement de pronation alors que les fibres musculaires tentent de maintenir la position fixe. Cet étirement cause donc une phase musculaire excentrique. Il est à noter que l'effet des contrecoups, induit par le boulonnage à la clé à chocs pneumatique, est différent pour les personnes gauchères.

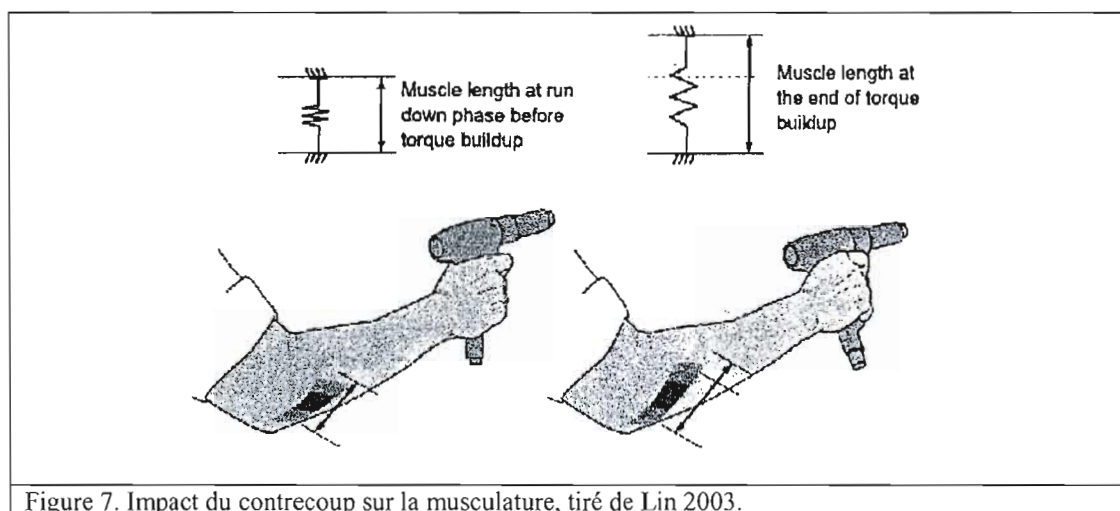


Figure 7. Impact du contrecoup sur la musculature, tiré de Lin 2003.

Pour comprendre les facteurs de risque qui sont associés à cette situation, il est important de connaître l'impact des sollicitations musculaires excentriques répétées.

Pour plusieurs chercheurs, les contractions musculaires excentriques répétées peuvent avoir des effets négatifs comme l'apparition de courbatures (Dolezal et al., 2000; Talag, 1973 et Komi et Buskirk, 1972) et des dommages aux structures des muscles impliqués (Dolezal et al., 2000; Boppart et al., 1999; Clarkson et Sayers 1999 et Brown et al., 1997). La magnitude d'une contraction musculaire excentrique est proportionnelle à la magnitude de la force en rotation de la poignée de l'outil, à la vitesse et à l'amplitude de son déplacement (Lin et al., 2003). Plusieurs facteurs en lien avec les efforts excentriques, comme un haut niveau de force et une grande vitesse, contribueraient à l'apparition de microdéchirures musculaires lorsque ce type d'effort est souvent répété. Selon Lieber et Friden (1999), les efforts musculaires excentriques causent plus de traumatismes musculaires que toutes autres formes d'effort. La figure 8 présente les microdéchirures musculaires induites par les efforts excentriques (Lieber et Friden, 1999). La partie de gauche (A) présente un muscle qui a été soumis à des contractions isométriques tandis que la partie de droite (B) présente un muscle qui a été soumis à des contractions musculaires excentriques répétées. On dénote, sur la figure de droite (B), la présence de microdéchirures, qui sont principalement caractérisées par la déformation des bandes « Z », celles-ci servant de structures de liaison entre les sarcomères. En l'absence d'une période de récupération, la formation de nouvelles microdéchirures musculaires additionnées aux anciennes pourraient conduire à l'apparition de TMS.

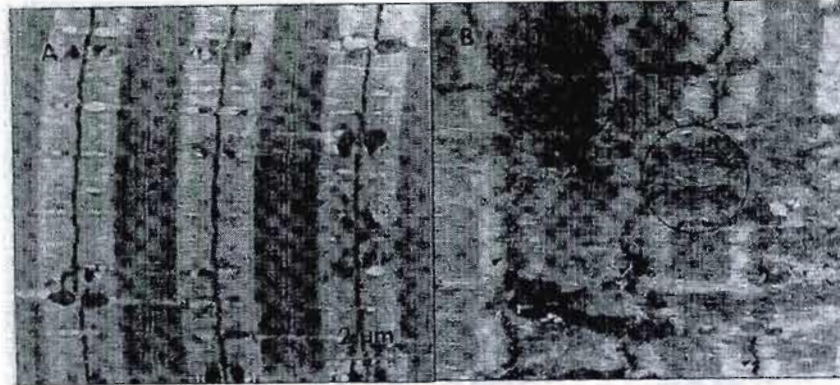


Figure 8. Illustration de dommages au tissu musculaire ayant été soumis à un effort isométrique (A) et excentrique (B), tirée de Lieber et Friden, 1999.

Pour qu'il y ait présence d'effort excentrique, lors du boulonnage, il doit absolument y avoir un déplacement de la poignée lors du serrage final. Quelques équipes de chercheurs ont tenté de quantifier l'amplitude du déplacement de la poignée lors de la phase de serrage final à l'aide d'un potentiomètre (Lin et al., 2006 et Armstrong et al., 1999). Selon les résultats de Lin et al. (2006), le déplacement moyen de la poignée en rotation, lors du contrecoup, lié au serrage final pour l'ensemble de toutes les clés à chocs pneumatiques utilisées lors de cette étude, varie de  $7,3^{\circ}$  à  $8,8^{\circ}$ , selon les différentes conditions expérimentales. Cependant, les deux clés à chocs pneumatiques utilisées n'avaient pas le même déplacement angulaire moyen. Il était de  $9,8^{\circ}$  pour l'outil le plus léger (1,4 kg) et de  $6,1^{\circ}$  pour le plus lourd (1,7 kg).

Selon ces résultats, un outil plus lourd aurait tendance à réduire l'importance du déplacement angulaire (voir le tableau 1), donc de l'amplitude du contrecoup. De plus, selon Freivalds et Eklund (1993), l'inertie d'un outil permet de diminuer l'effet du contrecoup perçu par l'utilisateur. Cependant, il y a au moins deux autres facteurs

qui influenceraient l'amplitude du déplacement angulaire. Comme le démontre l'étude d'Armstrong et al. (1999), le déplacement angulaire augmente lorsque la durée du serrage diminue (voir la figure 9). Ceci est en lien avec une augmentation de la vitesse, qui est un des trois éléments qui influencent l'amplitude du contrecoup. De plus, l'augmentation du couple de serrage serait aussi un autre facteur qui produirait un déplacement angulaire à la hausse (voir la figure 10). Ceci est mis en relation avec une augmentation de la force transmise par la poignée, un autre des trois éléments qui influencent l'amplitude du contrecoup.

Tableau 1. Données de l'étude de Lin et al. (2006) sur le déplacement angulaire de clés à chocs pneumatiques lors du serrage final.

Outils	Déplacement angulaire	Masse de l'outil (kg)
Clé à chocs pneumatique légère (A)	9,8° +/- 7,2°	1,4
Clé à chocs pneumatique lourde (B)	6,1° +/- 5,8°	1,7

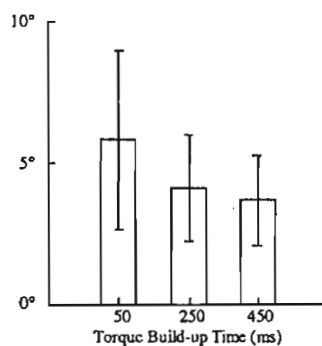
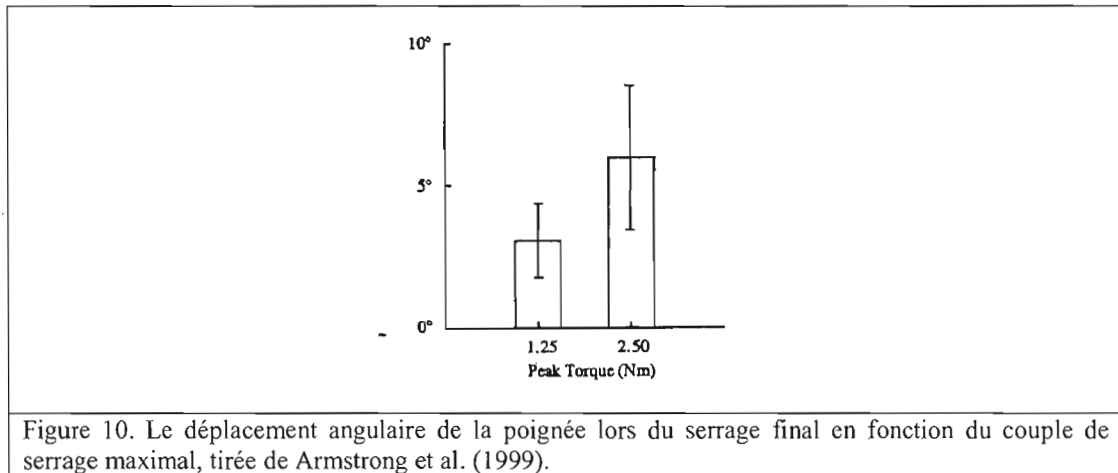
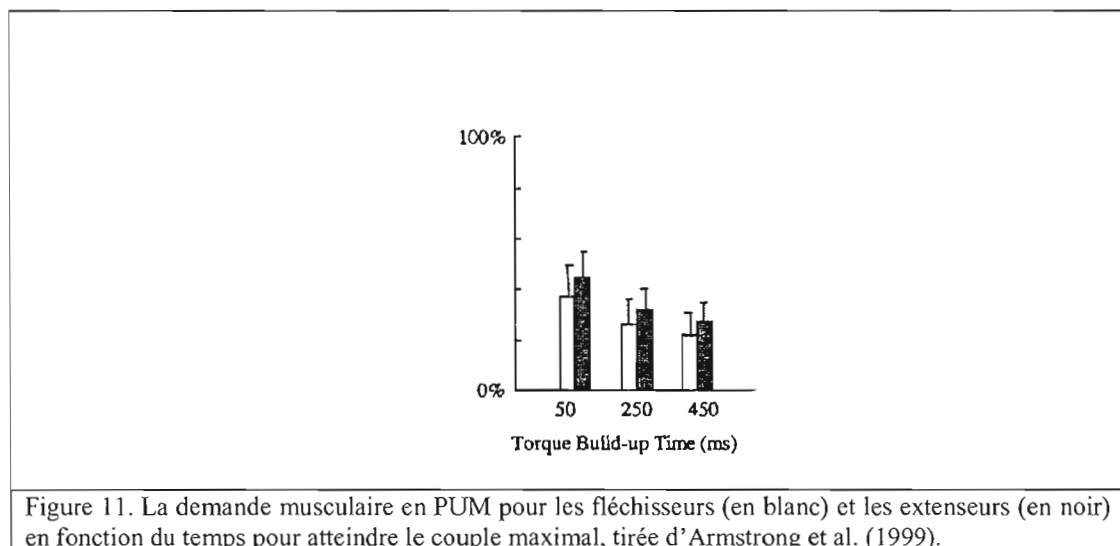


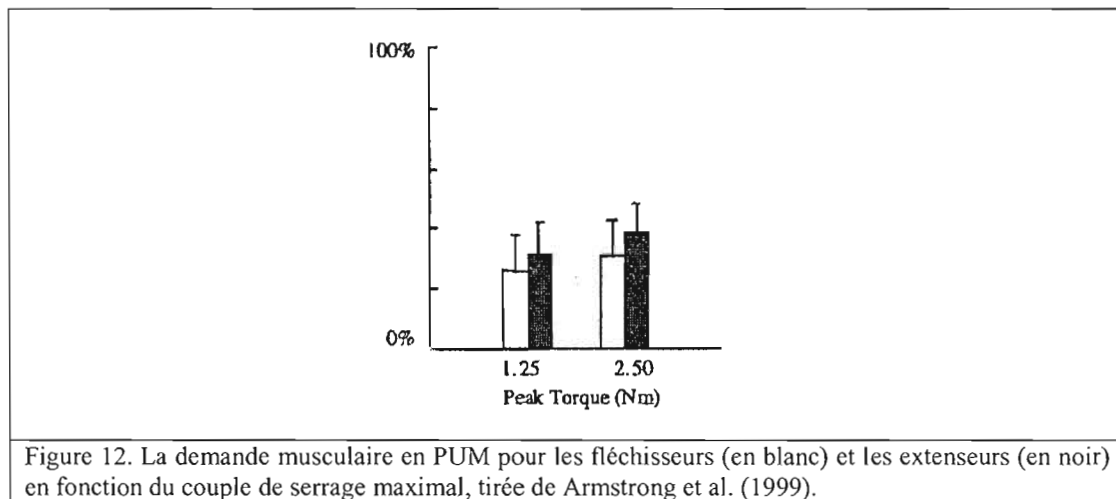
Figure 9. Le déplacement angulaire de la poignée lors du serrage final en fonction du temps pour atteindre le couple maximal, tirée de Armstrong et al. (1999).



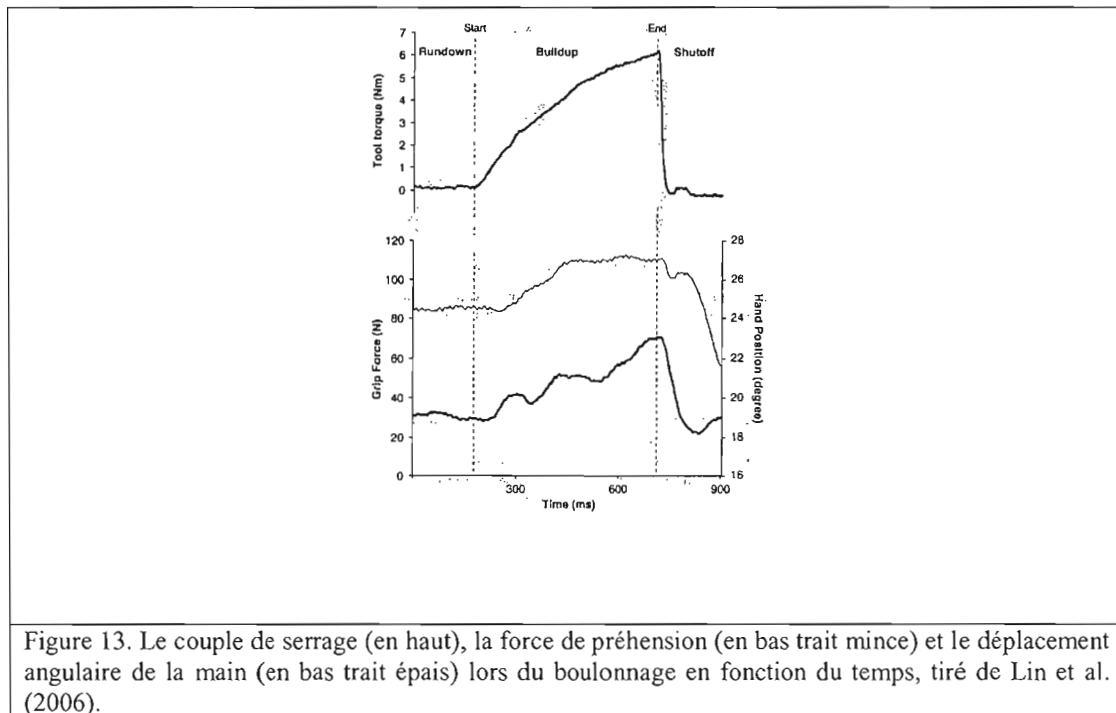
Toujours selon Armstrong et al. (1999), la demande musculaire en pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) varie de la même manière. La figure 11 illustre la diminution de la demande musculaire lorsqu'il y a une augmentation du temps de serrage. Toutefois, lorsque le temps de serrage augmente, l'intégrale augmente également en raison de l'augmentation de la durée (voir la figure 18). Pour ce qui est de la demande musculaire en fonction du couple de serrage, le PUM s'accroît lorsque le couple de serrage augmente. La figure 12 illustre bien cette affirmation.







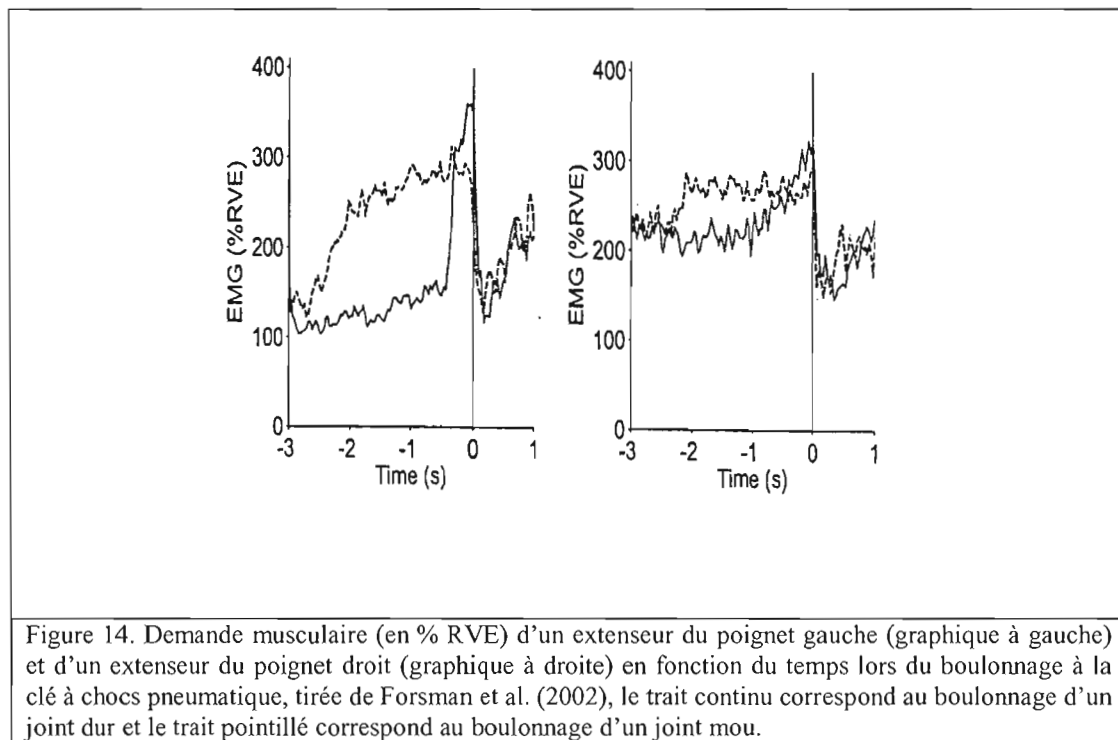
La figure 13 présente le comportement en continu de trois variables importantes de la phase de serrage. Tout d'abord, dans le haut de la figure, la courbe illustre l'augmentation du couple de serrage (*buildup*) dans le temps. Dans le bas de la figure, le trait épais correspond au déplacement en rotation de la poignée dans l'espace, en degrés. Le déplacement le plus important de la poignée se produit au moment du serrage final. Finalement, le trait mince présente la force de préhension exercée par la main sur la poignée de l'outil. Ce résultat démontre une augmentation de la force de préhension lorsque le couple de serrage augmente.



### 1.4.3 La demande musculaire lors du serrage final

La figure 14 présente la demande musculaire en fonction du temps lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique. La courbe continue correspond au boulonnage d'un joint dur (*hard joint*). Un joint dur signifie que le passage du couple de serrage de 50 à 100 % se fait en moins de 30°, tandis que pour un joint mou (*soft joint*), cela se fera sur plus de 650 degrés. En ce qui concerne la figure 14, il faut tout d'abord prendre en compte qu'au niveau de la courbe continue, la seconde avant l'atteinte du couple de serrage final, qui correspond au zéro, doit uniquement être prise en considération. Lorsque l'on porte attention à cette courbe, il est possible de voir dans les deux graphiques une importante augmentation de la demande musculaire dans les millisecondes qui précèdent le serrage final. Le graphique de gauche présente une augmentation de 125 % à plus de 350 % d'une contraction musculaire volontaire de référence (RVE) pour un muscle extenseur du poignet

gauche. Au niveau du graphique de droite, l'augmentation est de l'ordre de 200 % à 310% de la RVE pour un muscle extenseur du poignet droit. Forsman et al. (2002) démontrent une importante hausse de la demande musculaire lors du serrage final (TR), ce qui fait référence à la présence d'un contrecoup.



La figure 15 présente l'augmentation de la demande musculaire en volts, lors de la phase d'augmentation du couple de serrage et du déplacement de la poignée de l'outil qui y est associé, celui-ci étant présenté en millimètres (Lin et al., 2003). Le déplacement linéaire entre le début et l'atteinte du couple maximal est d'environ 60 mm, ce qui illustre, encore une fois, la présence d'un contrecoup lors du serrage final. De plus, cette figure illustre l'augmentation de la demande musculaire lors de la phase de serrage final (TR). Toutefois, il n'est pas possible de quantifier cette augmentation de l'effort, en termes de pourcentage de la capacité maximale, car les données sont exprimées en valeur absolue (volts) et non en valeur relative (%CVM).

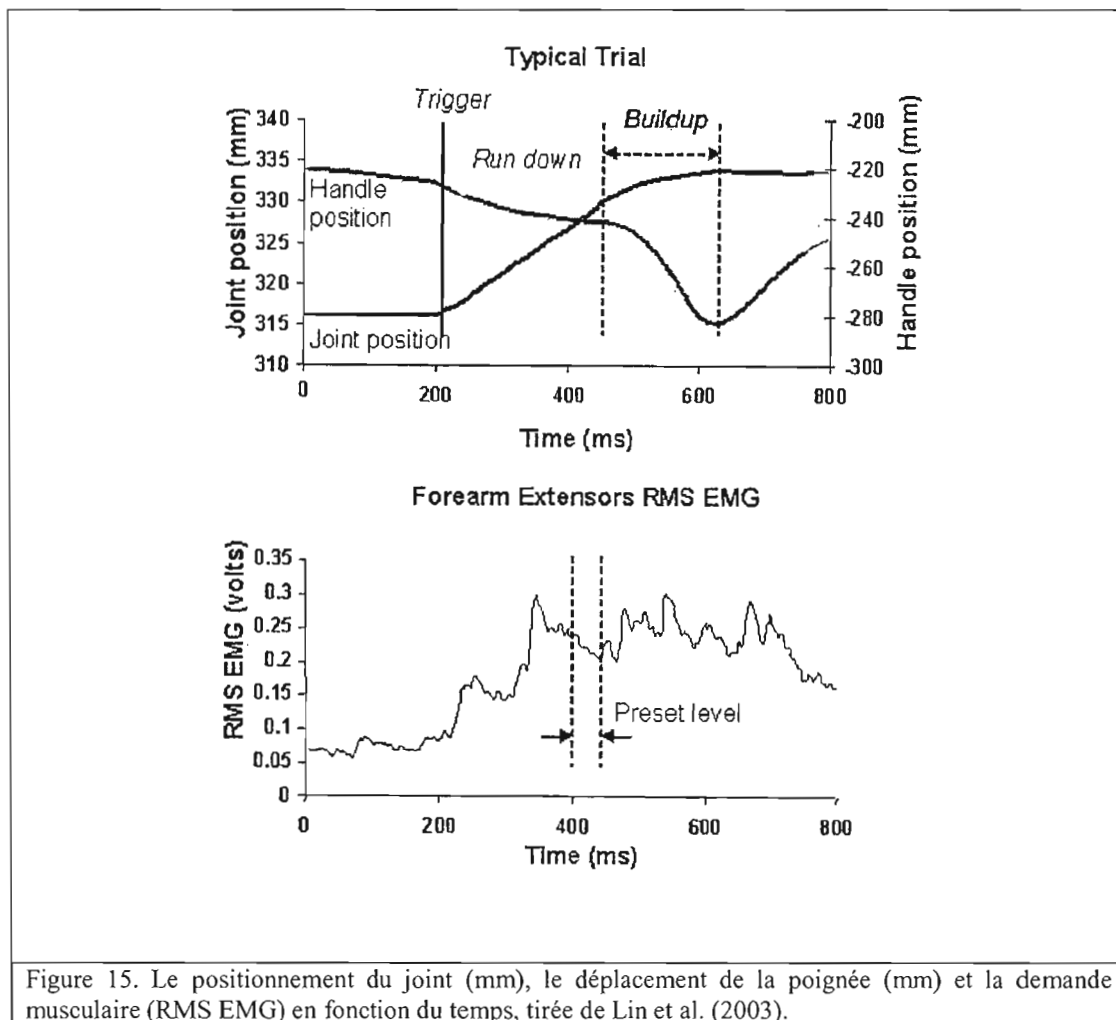


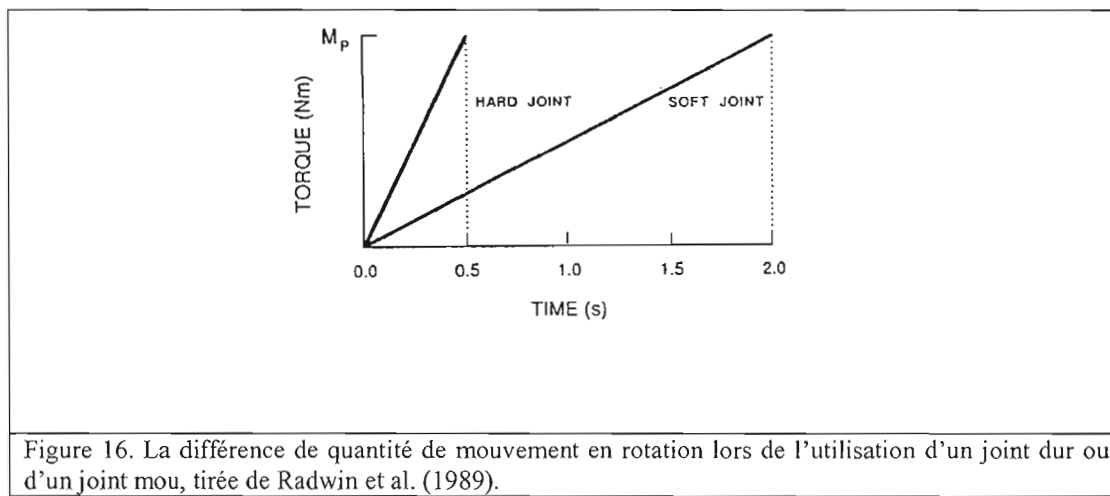
Figure 15. Le positionnement du joint (mm), le déplacement de la poignée (mm) et la demande musculaire (RMS EMG) en fonction du temps, tirée de Lin et al. (2003).

#### 1.4.4 Le temps pour atteindre le couple de serrage final

Lors de l'utilisation d'une clé à chocs pneumatique, le temps nécessaire pour atteindre le couple de serrage final est un élément important à considérer au niveau de l'analyse de la contrainte exercée pour les membres supérieurs. En effet, plus le temps pour atteindre le couple de serrage final est long, plus le travailleur devra maintenir la clé à chocs pneumatique en état de marche longtemps. Inversement, plus le temps pour atteindre le couple de serrage final est rapide, moins la durée

d'exposition sera importante. (Lin et al., 2006; Forsman et al., 2002; Freivalds et Eklund, 1993 et Radwin et al., 1989). Toutefois, dans ce cas, la vitesse, qui est un des facteurs qui influence l'ampleur du contrecoup, augmentera en raison de la diminution du temps pris pour atteindre le couple de serrage final. Ainsi, cette situation impliquera un contrecoup plus important.

La figure 16 présente les différences de pentes ou les quantités de force en rotation ( $\text{Nm}\cdot\text{s}$ ), entre un temps de serrage court (joint dur) et celui d'un serrage long (joint mou). Selon l'optique des différentes équipes de chercheurs, celles-ci recommanderont un temps rapide afin d'atteindre le couple de serrage maximal, si l'objectif est de diminuer la quantité de force en rotation ( $\text{Nm}\cdot\text{s}$ ) (Freivalds et Eklund, 1993), et un long temps de serrage dans le but de diminuer la co-contraction et l'amplitude de la contrainte musculaire (Radwin et al., 1989). En fait, la co-contraction augmente lorsque le temps pour atteindre le couple de serrage maximum diminue (Armstrong et al., 1999). Ceci s'explique par l'augmentation de l'amplitude du contrecoup lorsque le temps de serrage diminue. L'augmentation de la demande musculaire des fléchisseurs des doigts induit une majoration du niveau de contraction des extenseurs afin de garder le poignet dans une position neutre (voir la figure 11).



Toutes ces études ont fait varier le temps pour atteindre le couple de serrage final à l'aide de rondelle de Belleville (voir la figure 17). En effet, en les superposant de manière spécifique, il est facilement possible d'augmenter le temps pour atteindre le couple de serrage maximal. La figure 18, tirée de la méthodologie de Potvin et al. (2004), illustre un tel montage.



Figure 17. Rondelle de Belleville avec une vis.

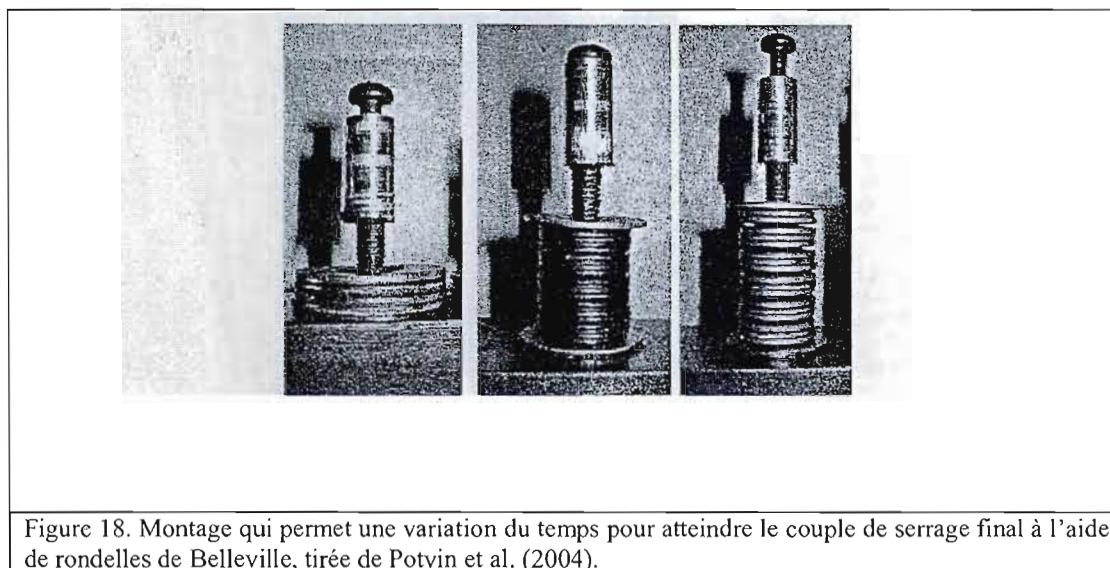


Figure 18. Montage qui permet une variation du temps pour atteindre le couple de serrage final à l'aide de rondelles de Belleville, tirée de Potvin et al. (2004).

Aucune étude n'a comparé les effets d'une variation du temps pour atteindre le couple de serrage maximal entre deux clés à chocs pneumatiques de modèle ou de performance différentes. Lors de l'utilisation de rondelles de Belleville, le travailleur subit rapidement une résistance au serrage créée par ces dernières. L'amplitude de la résistance transmise en fonction du temps n'est pas constante lors de l'utilisation de

deux clés à chocs pneumatiques ayant une vitesse de boulonnage différente. Cette différence de vitesse de boulonnage permet aussi une variation du temps pour atteindre le couple de serrage maximal.

## 1.5 La vibration

Outre les facteurs de risques précédemment présentés, on pourrait également ajouter la vibration associée au boulonnage à la clé à chocs pneumatique (Barregard, 2003; Moen et al., 1995 et Musson et al., 1989). À partir d'un échantillon de 42 mécaniciens provenant de sept garages et en utilisant le modèle d'étude de la fréquence (*frequency study model*), Hansson et al. (1987) sont arrivés à la conclusion que les mécaniciens sont exposés à la vibration d'outils énergisés pour une période allant de 22 à 70 minutes par quart de travail.

La vibration est définie par Musson et al. (1998) comme étant essentiellement une série d'impacts rapides transmis de l'outil aux mains du travailleur par la poignée. La vibration induit un mouvement oscillatoire du corps ou d'une partie du corps.

En fait, la définition de la vibration faite par Musson correspond aux expressions de Kihlberg et Hagberg (1997). Ceux-ci présentent deux types d'outils : les outils à haute fréquence d'impact (HFI) et ceux qui sont à basse fréquence d'impact (BFI). Les outils à HFI sont ceux dont la fréquence d'impact est de plus de 100 Hz, tandis que les outils à BFI sont ceux dont la fréquence d'impact est de moins de 50 Hz. Selon ces deux auteurs, les outils à HFI sont, entre autres, les clés à chocs pneumatiques et les perceuses à impact, tandis que ceux qui sont à BFI sont les perceuses de rocher, les marteaux-piqueurs et les perceuses à percussion. De plus, les sites de lésions attribuables à l'utilisation de ces deux types d'outils diffèrent. Les outils qui sont à HFI induisent des lésions au niveau des mains et du poignet, tandis

que ceux à BFI sont à l'origine des lésions aux coudes et aux épaules. Cette différence s'expliquerait par la variation de la transmission de la vibration dans l'ensemble main-bras selon la fréquence d'impacts et par l'atténuation de la vibration par les tissus mous du système musculaire (Mager Stellman, 2000). Cependant, ces derniers ne tiennent pas compte de l'amplitude des mouvements oscillatoires de l'outil pneumatique dans leur analyse de l'impact de la vibration sur le système musculaire.

Il existe deux types de vibration. Tout d'abord, il y a la vibration du corps au complet, mieux connue sous le nom de « *whole body vibration* » en anglais. Par exemple, il s'agit de la vibration induite par le roulement d'un véhicule sur le pavé uni (Mansfield et Griffin, 2000). Ensuite, il y a la vibration d'un segment du corps, mieux connue sous le nom de « *segmental vibration* » en anglais. Il s'agit de toutes les formes de vibrations transmises par une source de vibration où le point d'application sur le corps est distal (*main et pied*). Les différences majeures entre les deux types sont l'étendue des fréquences vibratoires (*ranges of the frequency of vibration*), le point d'application et les effets associés à l'exposition (Chaffin et al., 2006)

Dans le contexte du boulonnage à la clé à chocs pneumatique, il s'agit de la vibration transmise au segment par l'entremise d'un outil vibrant. L'impact de la vibration sur l'ensemble du corps humain est modulé entre autres par la musculature et par l'absorption faite par le coussin adipeux de la main et par les tissus mous du système musculaire. Par exemple, un travailleur ayant un coussin adipeux très important au niveau de la main sera moins affecté par la vibration d'un outil qu'un travailleur n'ayant que très peu de tissus adipeux sur la main (Chaffin et al., 2006). De plus, le poids et la longueur des segments atténuent une partie de l'effet de la vibration en raison de leur inertie.



De nombreux chercheurs ont identifié que la vibration dans le milieu de la mécanique automobile est un facteur de risque important dans le phénomène d'apparition de TMS-MS. Parmi les études réalisées dans ce milieu, Hansson et al. (1987) indiquent que la vibration est responsable de l'apparition du phénomène de Raynaud (*traumatic vasospastic syndrome*), mieux connu dans le milieu de la santé et de la sécurité au travail sous le nom de « *vibration white fingers* » (VWF). De plus, la vibration causerait des dommages fonctionnels aux nerfs périphériques, os, articulations, muscles et tendons.

Le tableau 2 présente les facteurs reconnus qui influencent la gravité de l'effet de l'exposition occupationnelle de la main aux vibrations. Les facteurs physiques représentent les caractéristiques de l'outil, les facteurs biodynamiques tiennent compte de l'interface humain/outil et les facteurs individuels ne tiennent compte que des caractéristiques physiques du travailleur.

Tableau 2. Les facteurs reconnus qui influencent la gravité de l'exposition occupationnelle de la main à de la vibration. (Traduction de Brammer et Taylor, 1982, tirée de Chaffin, 2006.)

- Physique
  - Fréquence de vibration dominante de la main
  - Nombre d'année de travail avec de l'exposition à de la vibration
  - Durée d'exposition à de la vibration à chaque jour de travail
  - Patron d'exposition à la vibration à chaque jour de travail
  - Direction dominante de la vibration relativement à la main
  - Les expositions non occupationnelle à la vibration
- Biodynamique
  - Force de préhension
  - Surface de contact, localisation et la masse des segments de la main en contact avec la source de vibration
  - Posture ( Position de la main par rapport au corps)
  - Texture de la poignée de l'outil
- Individuel
  - Facteurs influençant l'intensité et la durée de l'exposition à la vibration (maintenance, habiletés, productivité)
  - Susceptibilité physique à la vibration
  - Grandeur et poids de la main
  - Prédisposition induite par des lésions précédentes
  - Facteurs épidémiologiques (âge etc.)

Des études épidémiologiques (Griffin, 1997 et 1990) indiquent que l'exposition à presque tous les outils énergisés est potentiellement associée à des lésions dues à l'effet de la vibration. Le potentiel d'apparition d'une lésion est en fonction du nombre de facteurs reconnus présentés dans le tableau 2.

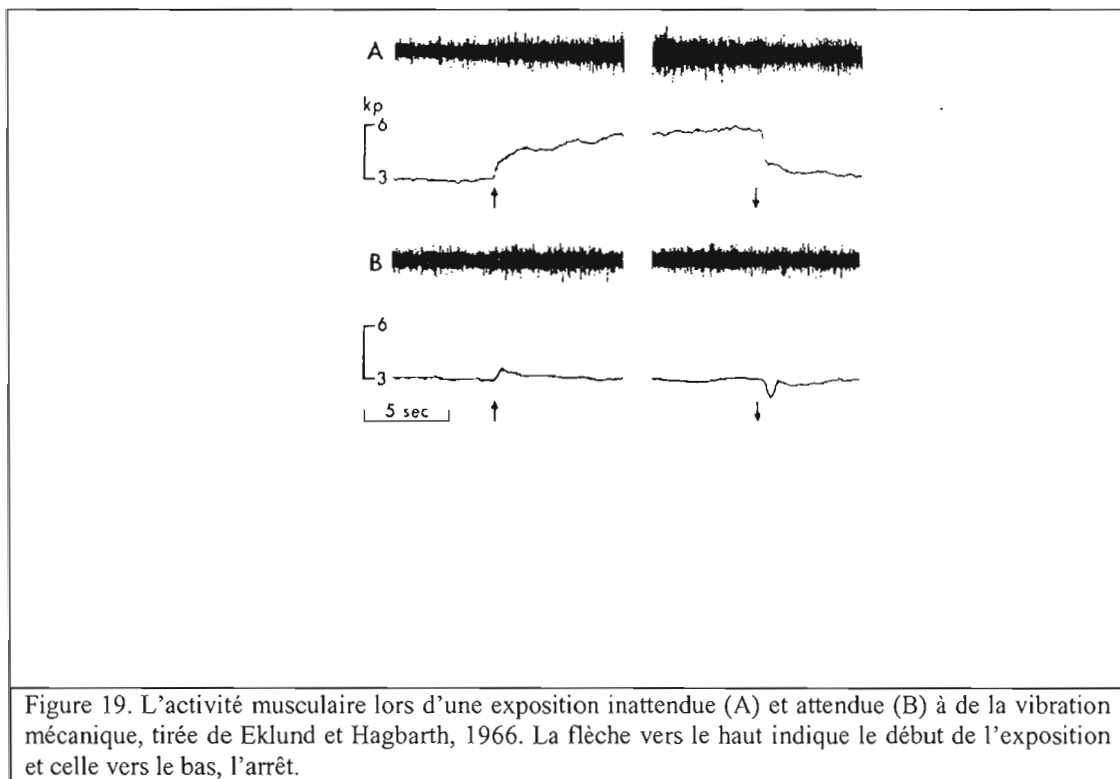
Cependant, un lien peut être fait entre l'exposition aux vibrations et l'apparition de TMS-MS. Ce lien peut être, entre autres, expliqué par un phénomène neuromusculaire : le réflexe tonique vibratoire (RTV).

### **1.5.1 Le réflexe tonique vibratoire**

Le RTV (Eklund et Hagbarth, 1966) est un phénomène qui induit une augmentation de l'activité musculaire (augmentation de la réponse musculaire en mV) du muscle agoniste soumis à une vibration mécanique de haute fréquence au niveau du tendon et la relaxation du muscle antagoniste (diminution de la réponse musculaire en mV). Plus spécifiquement, la vibration induit un étirement des fuseaux neuromusculaires. Ceci entraîne une augmentation de la réponse réflexe à l'étirement (réflexe myotatique). Il se produit donc une contraction du muscle agoniste (le muscle étiré) et un relâchement du muscle antagoniste afin de freiner l'étirement. L'enchaînement de ces réactions vise essentiellement la protection de l'intégrité structurelle du muscle agoniste et a pour effet d'augmenter l'activité musculaire de ce muscle.

Selon Eklund et Hagbarth (1966), de nombreux éléments peuvent augmenter ou réduire l'activité musculaire induite par le RTV. En effet, les efforts isométriques, la manœuvre de Jendrassik (manœuvre qui consiste à tenter d'éloigner horizontalement les coudes lorsque les mains sont réunies), la posture générale du corps et la température froide augmentent l'activité musculaire tandis que la relaxation, les températures tièdes et chaudes diminuent la réponse. De plus, il est possible d'inhiber

l'effet de l'augmentation de l'activité musculaire. Cependant, la figure 19 présente que, malgré un contexte où le sujet est au courant de l'imminente exposition à la vibration, il n'est pas en mesure d'inhiber la réponse musculaire au début et à la fin de l'exposition (voir la figure 19 B). Cependant, il est en mesure de le faire pendant l'exposition.



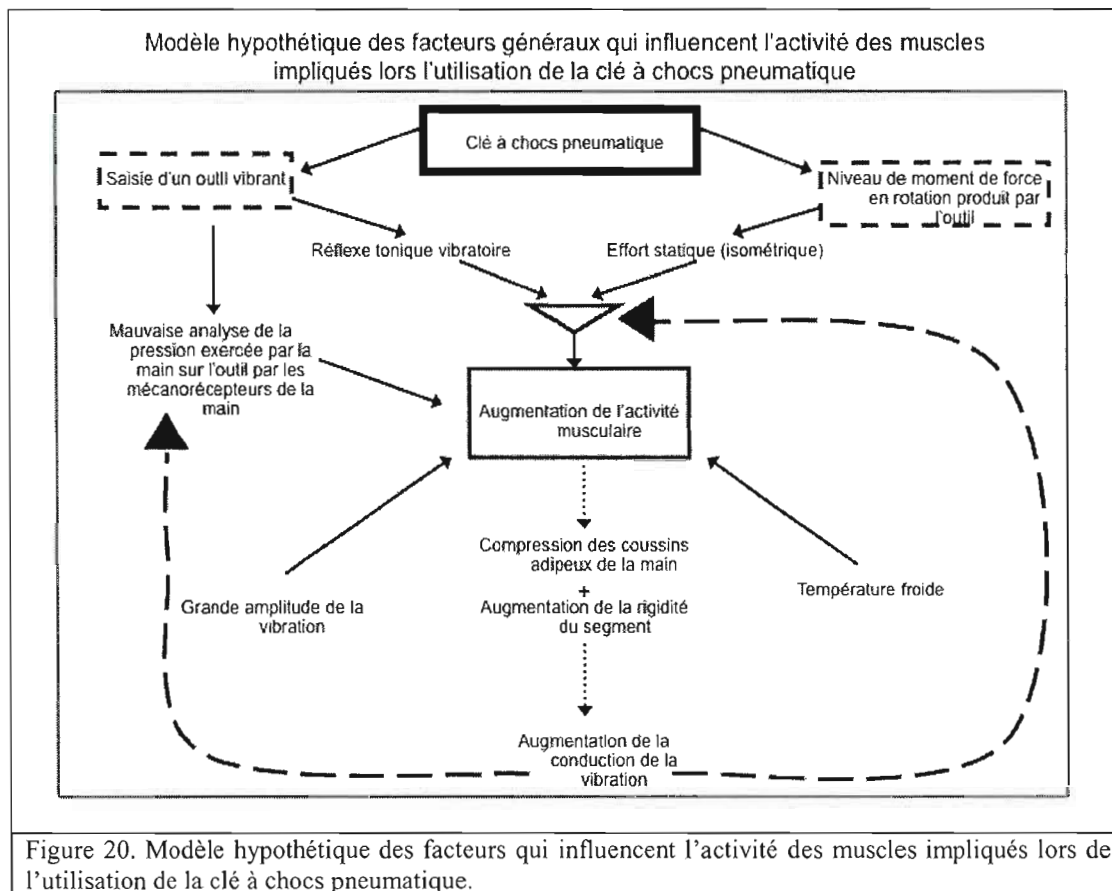
### 1.5.2 Modèle hypothétique des facteurs liés à la vibration et de leur conséquence

Si une synthèse des facteurs qui influencent l'activité des muscles impliqués lors de l'utilisation de la clé à chocs pneumatique est faite, il est possible de proposer un modèle hypothétique (voir la figure 20). Tout d'abord, la manipulation d'une clé à chocs pneumatique sous-tend deux éléments: la manipulation d'un outil vibrant (Hansson et al., 1987) et la présence d'un moment de force en rotation produit par

l'outil (Lin et al., 2006; Lin et al., 2003; Forsman et al., 2002; Armstrong et al., 1999 et Kihlberg et al., 1993). La manipulation d'un outil vibrant entraîne une mauvaise analyse des mécanorécepteurs de la main au niveau de la pression exercée par la main sur la poignée de l'outil (Westling et Johansson, 1984) et au niveau du RTV (Chaffin et al., 2006). Westling et Johansson (1984) ont présenté les mécanorécepteurs de la main comme étant responsables du contrôle de la force de préhension. Ainsi, lors d'une altération de la sensibilité des mécanorécepteurs, qui peut être obtenue par une exposition à une source de vibration (Chaffin, 2006; Maeda et Griffin, 1994; Lundborg et al., 1992; Lundström et al., 1992 et 1986), la force de préhension peut devenir très élevée et ne pas correspondre aux exigences normales relatives dues au poids de l'outil. Cette analyse erronée des mécanorécepteurs au niveau de la force de préhension provoque une augmentation de l'activité musculaire des muscles de l'avant-bras et de la main. Cette hausse de l'activité musculaire a pour effet de rigidifier les segments et de compresser les coussins adipeux de la main, ce qui entraîne une diminution de leur capacité d'absorption de la vibration induite par l'utilisation de l'outil en marche. Par conséquent, cette situation entraînerait à son tour une hausse de la transmission de la vibration dans le membre supérieur. Cette suite de conséquences peut donc créer un cercle vicieux qui influencera la demande musculaire.

Quant au RTV, son effet est accentué lors d'un effort statique (*contraction musculaire isométrique*) induit par le maintien de l'outil dans une position fixe (Eklund et Hagbarth, 1966). En effet, les contractions isométriques en présence de vibrations augmentent l'activité musculaire comparativement aux mouvements dynamiques (Eklund et Hagbarth, 1966). Cette augmentation de l'activité musculaire se traduit aussi par une augmentation de la rigidité du segment et par la compression des coussins adipeux de la main, ce qui induit une augmentation de la conduction de la vibration. Ensuite, ce cercle vicieux se perpétue pendant tout le temps d'utilisation

de l'outil. De plus, les grandes amplitudes de vibrations et les températures froides engendrent une augmentation de l'activité musculaire (Eklund et Hagbarth, 1966).



### 1.5.3 La vibration de la clé à chocs pneumatique

Selon l'étude de Hansson et al. (1987), la vibration produite par les quatre clés à chocs pneumatiques qui ont été utilisées lors de leur expérimentation, varie entre  $2,4 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$  et  $7,2 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$ , tandis que le temps de boulonnage varie de 1,2 à 1,8 secondes par écrou.

La figure 21 présente les différents niveaux de vibration obtenus lors du boulonnage et déboulonnage, pour de nombreux modèles de clés à chocs. L'amplitude de la vibration la plus importante à avoir été enregistrée lors du boulonnage est de plus de 22 m/s<sup>2</sup> rms, tandis que la plus faible est de moins de 1 m/s<sup>2</sup> rms.

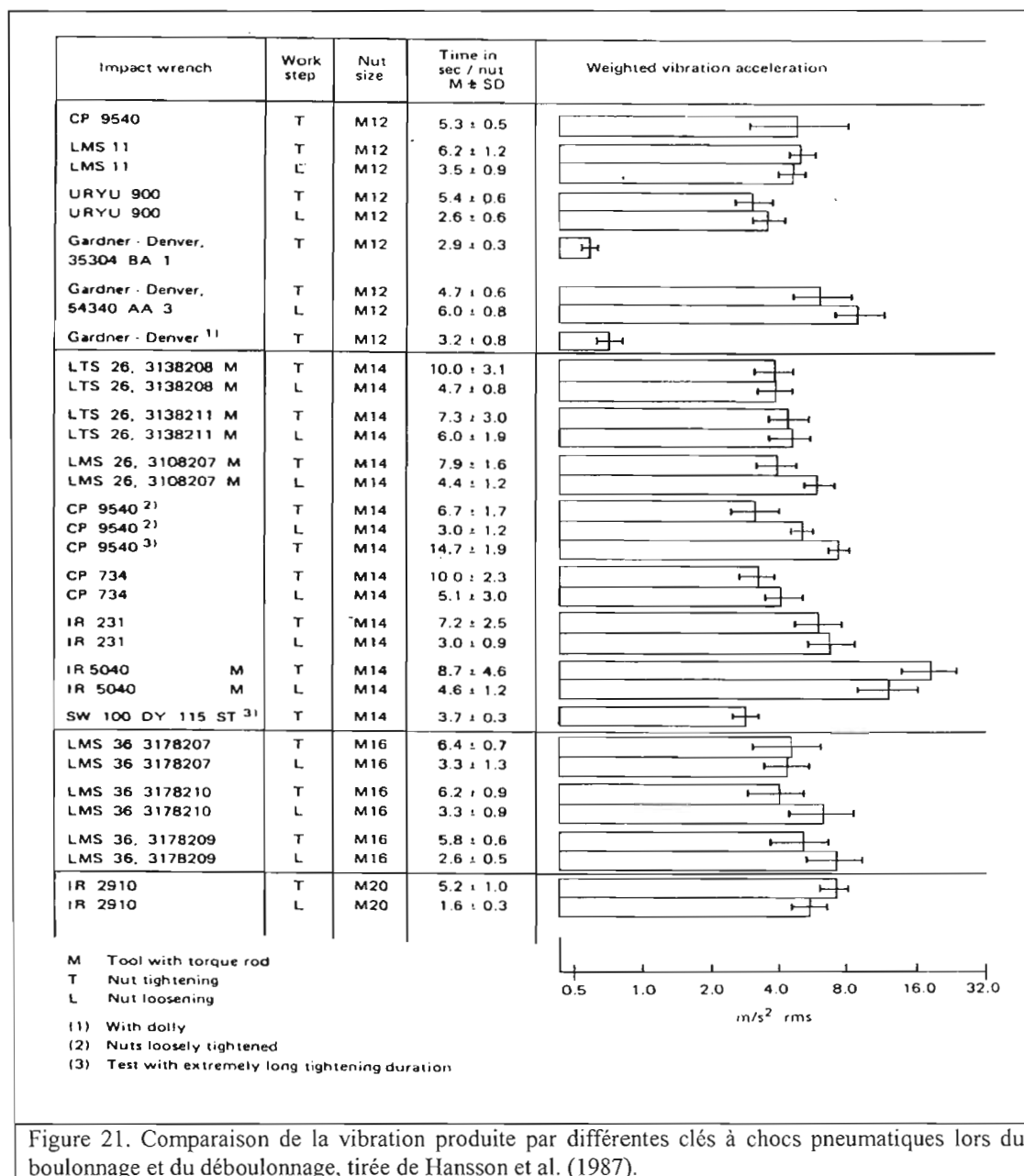


Figure 21. Comparaison de la vibration produite par différentes clés à chocs pneumatiques lors du boulonnage et du déboulonnage, tirée de Hansson et al. (1987).

Bien que de nombreuses études descriptives aient associé la vibration comme étant un facteur de risque induisant l'apparition et le développement de TMS-MS lors de l'utilisation de la clé à chocs pneumatique, peu d'études expérimentales sont arrivées à cette conclusion dans le contexte de la mécanique automobile. Cependant, de nombreuses équipes de chercheurs ont tenté de quantifier les effets des contrecoups (*torque reaction force*) sur le système musculaire plutôt que ceux produits par la vibration de cet outil.

#### 1.5.4 La vibration versus les contrecoups

Tout d'abord, la vibration des clés à chocs pneumatiques a été mesurée par Hansson et al. (1987) et est reconnue par de nombreux chercheurs comme étant un facteur de risque favorisant l'apparition et le développement de TMS-MS. Le modèle hypothétique (figure 20), qui illustre le cercle vicieux induit par la vibration lors de l'utilisation d'outil énergisé, renforce ce lien. Cependant, de nombreux chercheurs ont associé les risques induits par l'utilisation de la clé à chocs pneumatique en ne considérant que les contrecoups (*torque reaction force*) comme étant le facteur de risque en raison de la présence d'efforts excentriques importants, voire excessifs.

Cependant, Hansson et al. (1987) et Kihlberg et Hagberg, (1997) ont quantifié la vibration en instrumentant uniquement la clé à chocs pneumatique. Ceux-ci ont démontré que la clé à chocs pneumatique vibre à des accélérations qui varient entre  $1 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$  et  $16 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$  et que les fréquences de vibration excèdent 100 Hz. Toutefois, les membres supérieurs ne vibrent pas de la même manière que l'outil.

La figure 22, tirée du mémoire de Cynthia Thompson (UQAM, 2000), présente la fréquence de vibration (en Hertz) lors du patinage à roue alignée. La vibration a été mesurée à l'aide de deux accéléromètres placés, un sur le patin à roues alignées

(figure 22 A) et l'autre sur le tibia (figure 22 B). La figure 22 B présente un déplacement vers la gauche des fréquences de vibration, ce qui signifie une baisse de la fréquence. La fréquence médiane passe d'environ 90 Hz pour la figure A à moins de 10 Hz pour la figure B. Ainsi, ces données supportent la théorie que la vibration mesurée sur l'outil n'est pas celle mesurée au niveau du système musculo-squelettique. En effet, les tissus mous absorbent une partie de la vibration, comme cela a été présenté dans le modèle hypothétique.

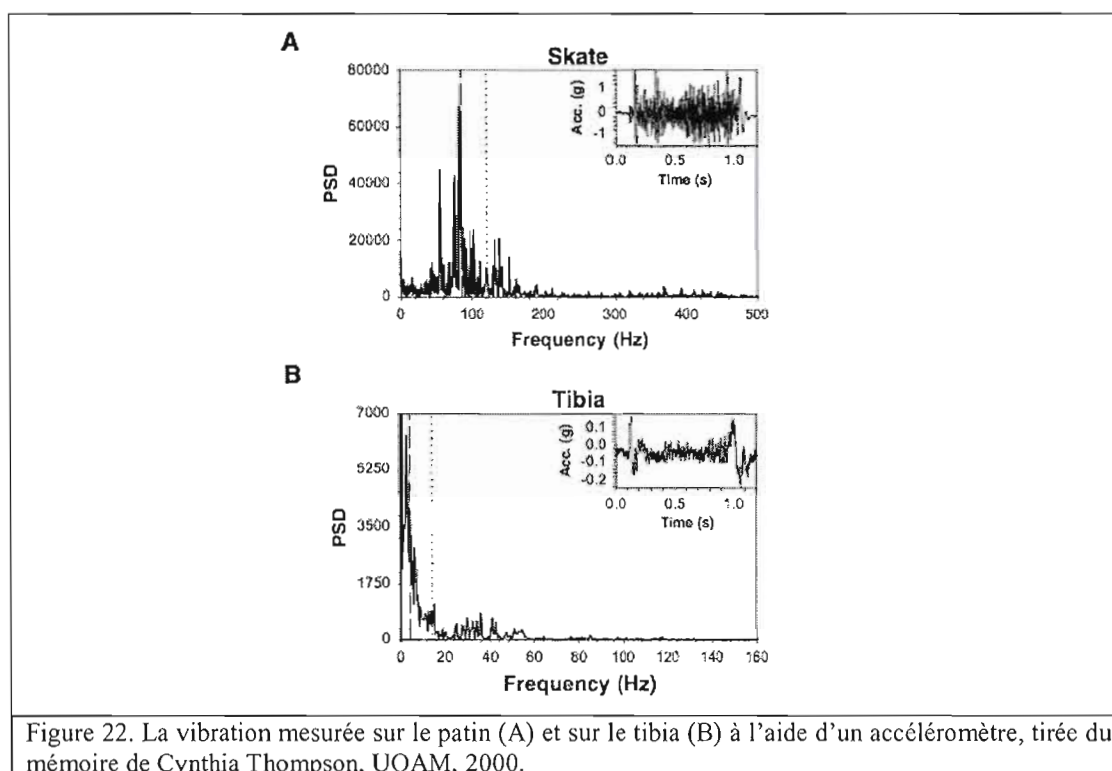


Figure 22. La vibration mesurée sur le patin (A) et sur le tibia (B) à l'aide d'un accéléromètre, tirée du mémoire de Cynthia Thompson, UQAM, 2000.

## 1.6 Les postures à risques

Les facteurs de risque pour les TMS induits par la posture peuvent être caractérisés en deux catégories. Tout d'abord, il y a ceux qui sont associés au moment de force de la posture de travail. Ensuite, il y a ceux qui sont associés à la relation de tension-



longueur (T-L) des muscles agonistes et antagonistes. Il est possible de considérer, à travers cette catégorie, les postures de travail qui sont aux limites de l'amplitude articulaire. Selon les observations faites par Giguère et al. 2007, il semble que ce soit l'interaction entre ces deux facteurs qui influencerait la pénibilité d'une posture pour les membres supérieurs.

### **1.6.1 Le moment de force**

Un moment de force est l'application d'une force perpendiculairement à un levier autour d'un axe de rotation. En fait, il s'agit du produit de la force (N) et de la longueur du levier (m). Pour une même longueur d'un muscle, plus le moment est élevé, plus la contrainte musculaire sera importante. Lors du boulonnage, le moment de force est diminué par l'appui de la clé à chocs pneumatique sur la vis ainsi que par l'effet du poids du tuyau. Ces deux éléments diminuent en partie le moment de force produit par l'outil et celui qu'induit son poids. La figure 23 présente le système de leviers qui explique le moment de force de la clé à chocs pneumatique. Le bras de résistance est la distance entre l'axe de rotation et le centre de masse de l'outil. Le bras de résistance est multiplié par le poids de l'outil, ce qui donne le moment de force de l'outil. La figure 24 présente le bras de force associé à la saisie de la clé à chocs pneumatique qui permet de résister aux contrecoups.

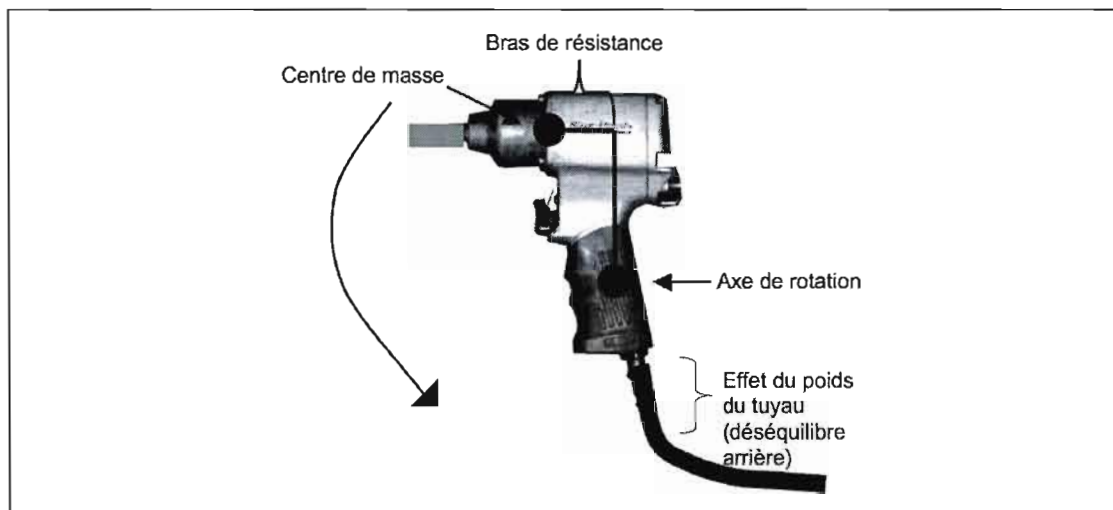


Figure 23. Vue sagittale du moment de force exercé sur le poignet lors du maintien de la clé à chocs pneumatique.

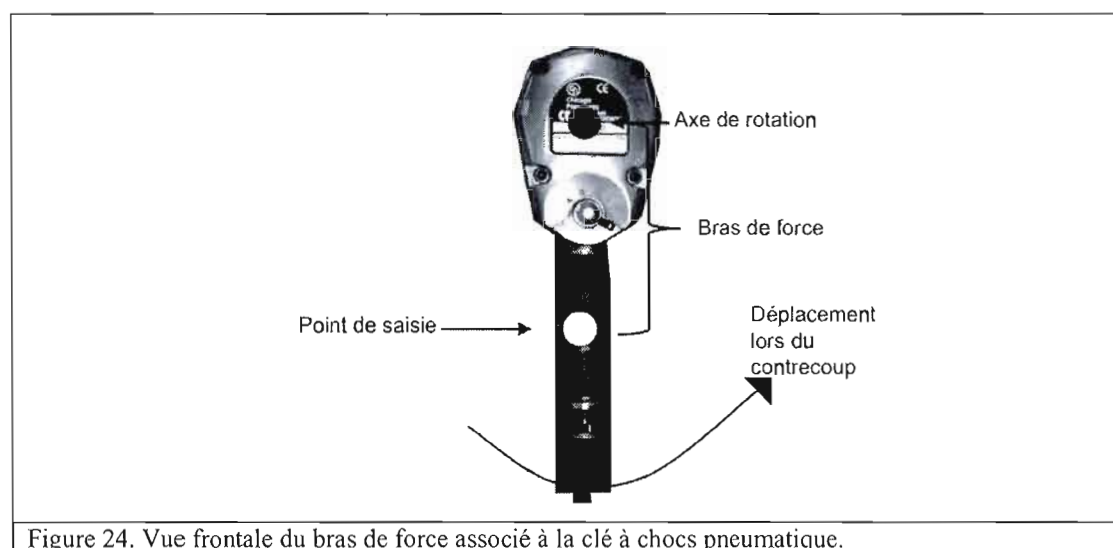
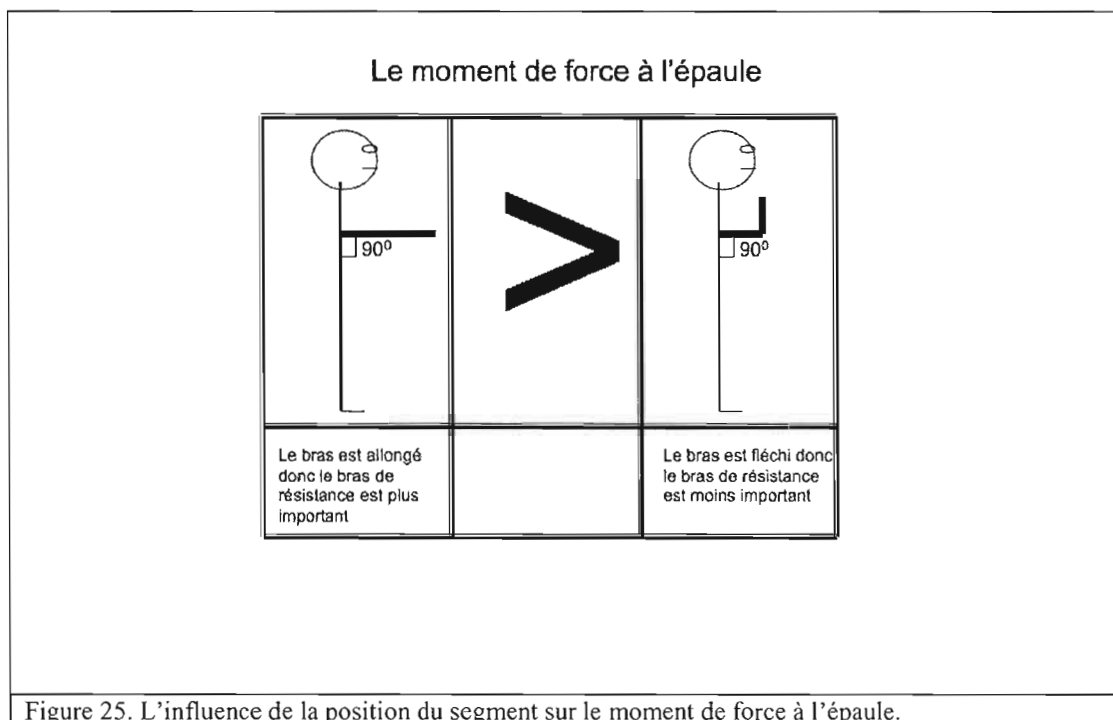


Figure 24. Vue frontale du bras de force associé à la clé à chocs pneumatique.

La position des segments de l'utilisateur influence également le moment de force. Plus les segments sont allongés, plus la contrainte sera importante. Ainsi, le maintien de l'outil avec les bras tendus entraînerait un moment de force à l'épaule plus important que si les coudes étaient fléchis (voir la figure 25). L'addition du moment de force de l'outil à celui créé par la position et le poids des segments permet de connaître la contrainte réelle au niveau de l'épaule.

Toutefois, il n'y a pas que le moment de force qui influence la contrainte physique à l'épaule. L'angle entre deux segments (angle relatif) modifie la longueur du muscle, ce qui influence aussi le niveau de sollicitation.



### 1.6.2 La relation tension-longueur

La relation de tension-longueur (T-L) explique la variation de force que peut produire un muscle en fonction de sa longueur. La figure 26 présente la capacité d'un muscle à générer de la force en fonction de sa longueur. Lorsque le muscle est à sa longueur de repos et qu'il n'est pas stimulé électriquement, il ne produit aucune tension. Si ce muscle est étiré à 120 % de sa longueur de repos, il produira un certain niveau de tension, en raison de l'étirement de ses éléments élastiques, sans qu'il y ait une participation des éléments contractiles (actifs). Lorsque le muscle est raccourci à

75 % de sa longueur de repos et qu'il est activé au maximum, il génèrera moins de force que lors d'une activation maximale à longueur de repos. Finalement, si l'on étire le muscle à 120 % de sa longueur de repos et qu'on l'active au maximum, il s'agira de la situation où il produira la plus grande tension. En fait, la force générée par les éléments contractiles et élastiques du muscle sera combinée. La figure 26 illustre bien cette réalité. Bref, pour une même charge et avec un levier constant, plus le muscle est raccourci, plus la demande musculaire sera importante pour maintenir la même position par rapport à une situation où le muscle est moins raccourci.

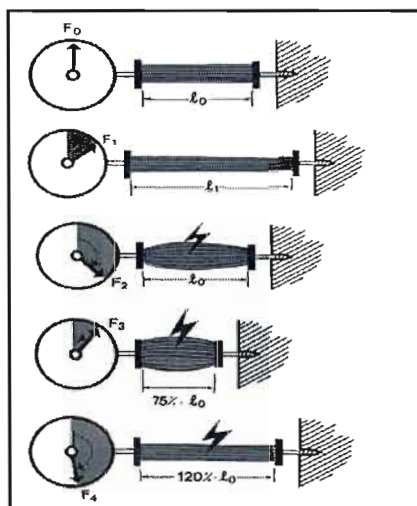


Figure 26. La tension que peut générer un muscle à différent niveau d'étirement, tiré d'Anatomie du geste sportif de Wirhed (1985).

La figure 27 présente la courbe T-L du muscle agoniste et l'addition des éléments élastiques (passifs) aux éléments contractiles (actifs). Cette figure démontre les notions décrites précédemment. Cependant, au niveau de l'articulation de l'épaule, il est important de prendre en compte la contrainte induite par l'étirement passif des muscles antagonistes, dont le grand dorsal et le grand rond. En effet, plus le muscle

agoniste se raccourcit, moins il est en mesure de produire une tension élevée. À l'inverse, plus le muscle antagoniste est étiré, plus il produit une grande tension en raison de l'étirement de ses éléments élastiques. Dans cette situation, le muscle agoniste doit produire une tension plus forte afin de vaincre la résistance supplémentaire induite par le muscle antagoniste.

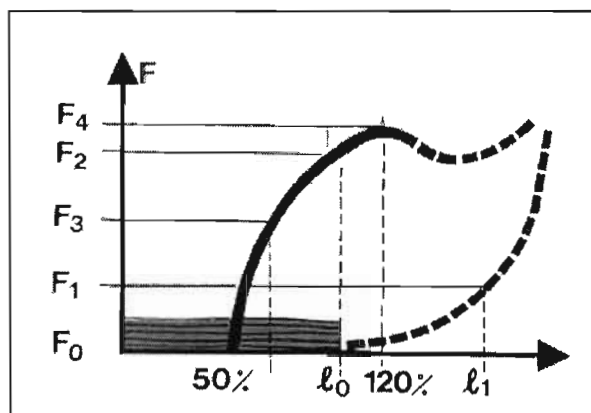


Figure 27. La courbe de la relation tension-longueur agoniste, tirée de Wirhed.

Ainsi, lorsqu'une personne debout avec le corps droit fléchit l'épaule de plus de 90 degrés, bien que le moment de force diminue, la contrainte induite par l'accroissement de l'étirement du muscle antagoniste engendre une sollicitation musculaire plus importante pour le muscle agoniste. La flexibilité a un impact important sur l'augmentation de cette contrainte, qui est induite par la tension passive de l'étirement du muscle antagoniste. En fait, moins les extenseurs de l'épaule du sujet sont flexibles, par exemple le grand dorsal et le grand rond, plus la contrainte induite par leur étirement sera importante.

Une étude récente de Marchand et al. (2008) présente l'impact de la relation T-L dans le calcul du moment de force à l'épaule, pour cinq positions où l'angle absolu est identique, mais où l'angle relatif diffère (voir la figure 28).

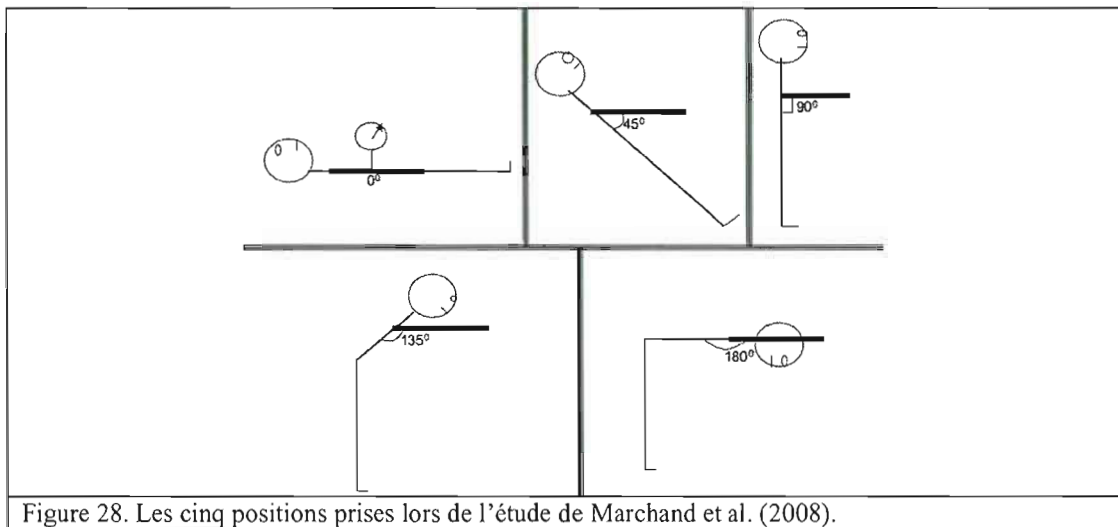
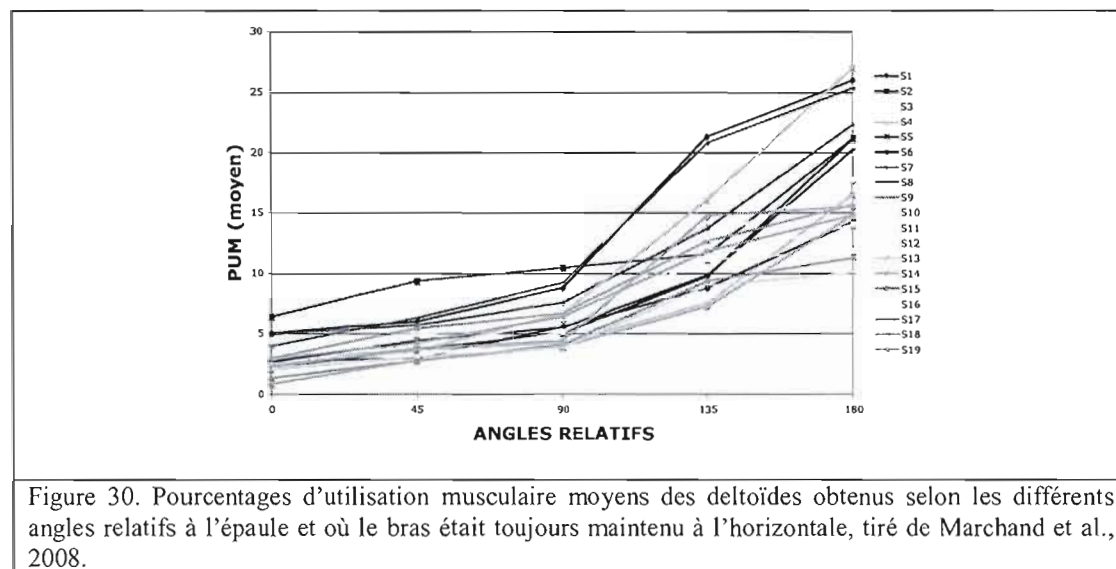
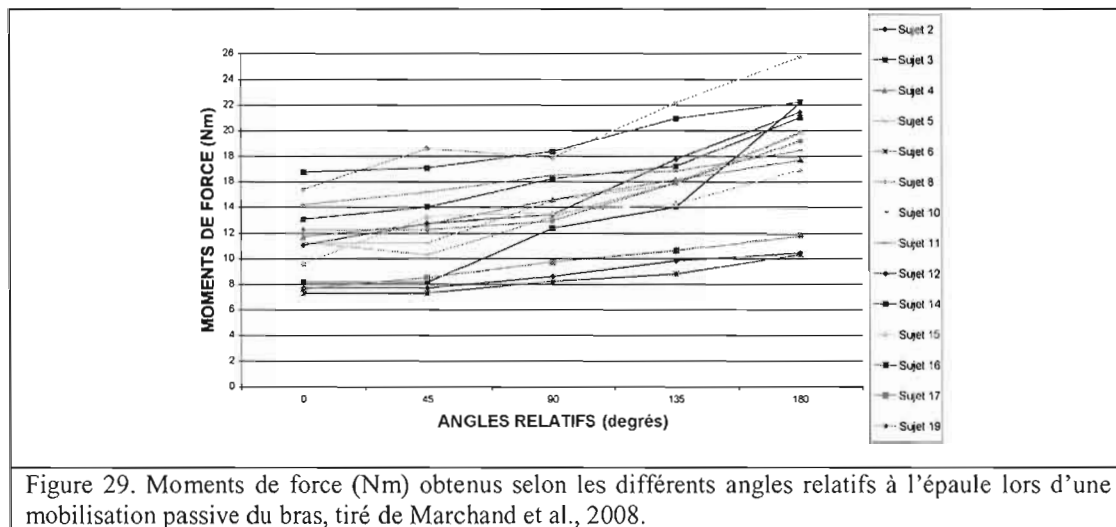


Figure 28. Les cinq positions prises lors de l'étude de Marchand et al. (2008).

Leurs résultats indiquent que pour un angle absolu identique, bien que la charge externe ne change pas, l'étirement passif des muscles antagonistes (augmentation de l'angle relatif) accentue la contrainte musculaire à l'épaule (voir la figure 29). Cette étude démontre que la contrainte physique réelle à l'épaule n'est pas simplement induite par la charge externe, c'est-à-dire le poids des segments et de l'outil. La contrainte est également causée par l'étirement passif des muscles antagonistes, qui, lorsqu'ils sont étirés, accroissent la charge externe. En ce sens, comme le présente la figure 29, plus l'angle relatif est important, pour un angle absolu identique, plus le moment de force augmente, et ce, chez les 19 sujets de l'étude.

De plus, dans le cadre de cette étude, le PUM moyen des deltoïdes a été quantifié avec l'EMG dans des positions où l'angle absolu est toujours identique. Pour les 19 sujets de l'étude, le PUM moyen des deltoïdes a augmenté au niveau des positions où l'angle relatif était plus important (voir la figure 30). Cette hausse de la demande musculaire est induite par le raccourcissement des muscles agonistes, mais aussi par l'étirement passif des muscles antagonistes, qui accentue la charge externe pour les deltoïdes.



## 1.7 Résumé de la revue de la littérature

En résumé, la revue de la littérature permet de discerner que l'état des connaissances scientifiques actuelles ne permet pas de répondre à la problématique identifiée par ce projet de maîtrise, à savoir si les stratégies observées par Giguère et al. (2007) permettent réellement de diminuer les contraintes physiques pour les membres

supérieurs lors du boulonnage à la clé à chocs pneumatique dans le secteur des Services à l'automobile. En effet, plusieurs équipes de chercheurs ont étudié l'utilisation des clés à chocs pneumatique. Cependant, ces études ont surtout visé l'utilisation de ces outils dans le milieu industriel. Ainsi, le couple de serrage maximal atteint par les clés à chocs pneumatiques était généralement très faible, comparativement au secteur des services à l'automobile. Concrètement, le couple de serrage maximal atteint par l'étude de Freivald et Eklund (1993) variait de 3,9 à 5 Nm. Pour celle de Potvin et al. (2004), il variait de 2 à 7Nm. Finalement, pour celle de Lin et al. (2003 et 2006), il variait de 4,2 à 7,2 Nm. Ces couples de serrage sont associés à des clés à chocs pneumatiques de moindre puissance surtout utilisées dans le monde industriel. Comparativement, le couple de serrage maximal moyen des écrous des roues d'un véhicule automobile est de 115 Nm. D'autres études, comme celle de Lin et al. (2009), ont mis l'accent sur des variables dépendantes différentes comme la force de préhension exercée sur la poignée de l'outil. La clé à chocs pneumatique utilisée par Forsman et al. (2002) est plus puissante (160 Nm) mais ce couple de serrage maximal est inférieur à celles manipulées dans le secteur des services à l'automobile (500 Nm). L'objectif de cette dernière étude était bien différent : il s'agissait d'une comparaison entre le boulonnage de joint mou et de joint dur.

Ensuite, bien que des études aient tenté de comprendre l'influence du temps pour atteindre le couple de serrage maximal sur la contrainte musculaire, aucune n'a comparé le serrage du même boulon avec des clés à chocs pneumatiques ayant une masse et une puissance différente permettant une variation du temps pour atteindre le couple de serrage maximal. De plus, aucune équipe de chercheurs n'a tenté de quantifier l'impact de l'inertie de l'outil sur l'amplitude du contrecoup. Cependant, Lin et al. (2006) possédaient les données et les outils pour analyser cet effet.



Finalement, aucune étude expérimentale n'a tenté d'évaluer, à partir d'observation de situations réelles, des stratégies afin de réduire l'impact du contrecoup et de la vibration associés à l'utilisation d'une clé à chocs pneumatique au niveau des membres supérieurs. De plus, aucune étude n'a reproduit des situations où le couple de serrage maximal était comparable à celui du boulonnage d'une roue de véhicule.

## **Chapitre II**

### **Méthodologie**

#### **2.1 Sujets**

Seize sujets expérimentaux droitiers (15 hommes et 1 femme) et exempts de tout problème musculo-squelettique ont participé à l'expérimentation. Ces sujets, qui n'étaient pas des mécaniciens, ont été recrutés sur une base volontaire à l'UQAM. Ils ont été rémunérés selon le taux horaire en vigueur dans l'institution et ont signé, préalablement à l'expérimentation, un formulaire de consentement (voir Appendice A). Ces derniers, de même que le personnel de l'UQAM participant à ce projet, ont reçu une formation d'une heure sur l'utilisation d'une clé à chocs pneumatique et ont profité d'une période d'une heure pour se familiariser avec l'outil et avec les conditions expérimentales. Le fait que les participants n'étaient pas des mécaniciens expérimentés ne devrait pas influencer les résultats de l'étude. En effet, Johnson (1988) a présenté que les travailleurs industriels expérimentés ne manipulaient pas les outils énergisés d'une manière différente que la population générale.

##### **2.1.1 Les données anthropométriques des sujets**

Bien que seize sujets aient pris part à l'expérimentation seulement les résultats de treize sujets (12 hommes et 1 femme) ont servi aux différentes analyses statistiques. Chez ces treize sujets, les seize conditions expérimentales ont pu être correctement analysées. Tandis que, pour les trois autres sujets, au moins une condition expérimentale n'a pu être analysée en raison de diverses problématiques expérimentales.

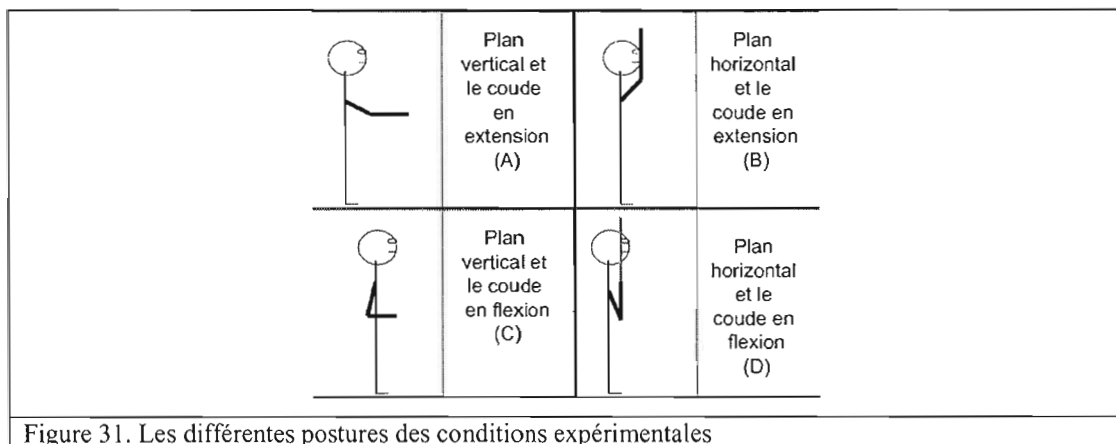
Le tableau 3 présente les données anthropométriques des treize sujets qui ont servi à l'analyse statistique. La taille moyenne de ceux-ci était de 1,78 +/- 0,09 m. La taille du sujet le plus petit était de 1,69 m et celle du plus grand était de 2,01 m. En ce qui concerne le poids, la moyenne était de 74,9 +/- 10,9 kg. Le poids du sujet le plus léger était de 61,82 kg et celui du plus lourd était de 99,09 kg. L'âge moyen des 13 sujets était de 29,54 ans. Le plus jeune avait 20 ans tandis que le plus vieux avait 53 ans.

Tableau 3. Caractéristiques anthropométriques des sujets.

	Taille (m)	Poids (kg)	Âge
Moyenne (N = 13)	1,78	74,90	29,54
Écart-type	0,09	10,90	10,26
Minimum	1,69	61,82	20
Maximum	2,01	99,09	53

## 2.2 Conditions expérimentales

Pour chacune des conditions expérimentales, les sujets devaient boulonner 5 écrous à l'aide d'une clé à chocs pneumatique. Les conditions expérimentales ont été définies à partir des observations faites par Giguère et al. (2007) dans le cadre d'une étude exploratoire sur la mécanique automobile (IRSST, 99-548). La tâche expérimentale a été effectuée sur deux plans de travail : le plan vertical et le plan horizontal, selon deux postures du bras : le coude en flexion et en extension, ainsi qu'avec deux techniques de saisie de l'outil : à une main et à deux mains. Pour tous les essais, la poignée de l'outil a été saisie par la main droite. De plus, deux clés à chocs pneumatiques différentes ont été manipulées, une légère (CP7740) et une lourde (CP749). Le sujet était debout pour chacune des conditions expérimentales. La figure 31 présente les 4 postures primaires utilisées dans cette étude.



La combinaison de ces différents paramètres (positionnement du coude, poids de l'outil et le type de saisie) a permis de produire 16 conditions expérimentales (voir tableau 4) et chacune d'elles a été effectuée une fois avec une période de repos de cinq minutes entre les essais. Les conditions expérimentales étaient réalisées dans un ordre aléatoire afin d'empêcher un effet de séquence expérimentale, qui aurait été induite par l'apparition d'une fatigue musculaire accumulée.

Tableau 4. Les 16 conditions expérimentales

Conditions	Positionnement du coude	Plan de travail	Outil	Type de saisie
1	Flexion	Horizontal	Légère	1 main
2	Flexion	Horizontal	Légère	2 mains
3	Flexion	Horizontal	Lourde	1 main
4	Flexion	Horizontal	Lourde	2 mains
5	Extension	Horizontal	Légère	1 main
6	Extension	Horizontal	Légère	2 mains
7	Extension	Horizontal	Lourde	1 main
8	Extension	Horizontal	Lourde	2 mains
9	Flexion	Vertical	Légère	1 main
10	Flexion	Vertical	Légère	2 mains
11	Flexion	Vertical	Lourde	1 main
12	Flexion	Vertical	Lourde	2 mains
13	Extension	Vertical	Légère	1 main
14	Extension	Vertical	Légère	2 mains
15	Extension	Vertical	Lourde	1 main
16	Extension	Vertical	Lourde	2 mains

Il est important de noter que les conditions de boulonnage au-dessus de la tête avec le coude en flexion de  $90^\circ$  ont été réalisées avec l'utilisation d'une rallonge rigide de 45 cm (voir figure 32) pour assurer le dégagement de la tête. La durée totale de l'expérimentation comprenant l'instrumentation du sujet, la réalisation des conditions expérimentales et les tests de contractions maximales volontaires, a été d'environ trois heures.



Figure 32. Utilisation de la rallonge de 45 cm lors du boulonnage sur le plan horizontal avec le coude en flexion.

Pour que les sujets soient en position optimale, la hauteur du montage était ajustée en fonction de la taille du sujet. Ceci a permis que les segments corporels soient situés de façon adéquate, soit l'avant-bras positionné perpendiculairement avec le plan de travail. Les sujets ont reçu la consigne de ne pas prendre appui sur leur bassin, sur leurs cuisses ou sur le membre supérieur non dominant pendant les périodes d'acquisition de données.

Pour chacun des seize sujets, suite à la période de formation, une position de référence était identifiée à l'aide d'un marquage de la position des pieds au sol et ce, pour chacune des 4 postures de base (voir la figure 31). Avant la réalisation de chacune des conditions expérimentales, une attention particulière était portée au

respect de cette position de référence afin d'éviter un biais induit par une mauvaise posture des sujets.

### 2.3 Montage expérimental

Le montage expérimental (voir la figure 33) a été fabriqué avec des extrudés d'aluminium rigides, des plaques d'acier et du bois. Il a été conçu spécialement pour reproduire les plans de travail (horizontal et vertical) à l'étude. Le montage a été fixé à une poutre de soutien à l'aide de trois sangles de traction afin qu'il soit aussi fixe que possible.

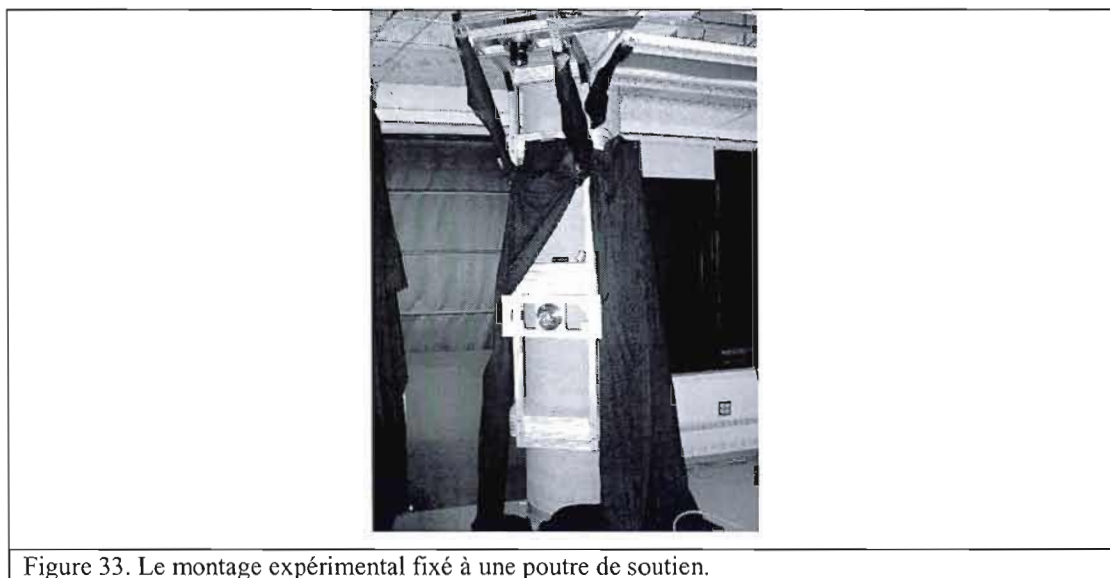


Figure 33. Le montage expérimental fixé à une poutre de soutien.

Ensuite, une plateforme a été construite de manière à pouvoir ajuster la hauteur du montage à la taille du sujet (voir la figure 34). Cette plateforme, d'une hauteur maximale de 68,4 cm, a rendu possible l'ajustement de la hauteur avec une précision de 1,9 cm. De plus, sa conception en forme d'escalier a permis au sujet d'atteindre facilement le palier supérieur.

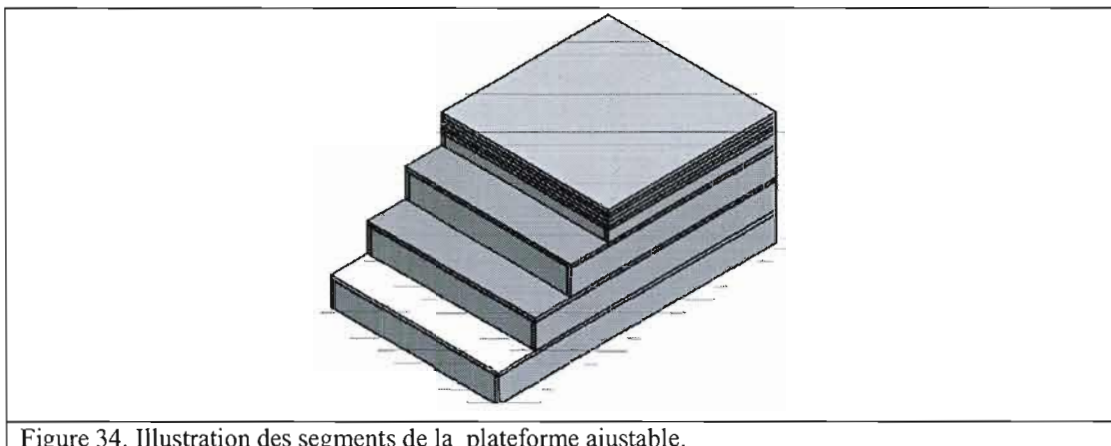


Figure 34. Illustration des segments de la plateforme ajustable.

### **2.3.1 Clés à chocs pneumatiques et compresseur à air**

Pour ce projet de maîtrise, deux modèles de clés à chocs pneumatiques avec prise  $\frac{1}{2}$  (CP749 et CP7740) ont été utilisés. Ces outils ont été prêtés par un représentant d'un fabricant d'outils pneumatiques (Chicago Pneumatic). Ils ont été alimentés en air par un compresseur (Chicago Pneumatic, QRS 7.5 HP de 60 gallons) capable de fournir la pression requise pour un fonctionnement optimal des outils (soit 115 livres par pouce carré selon les spécifications du fabricant) et un débit d'air suffisant pour ne pas occasionner de chutes de pression pendant les essais. Ces deux paramètres ont été contrôlés à l'aide d'un régulateur de pression d'air installé à la sortie du compresseur.

## **2.4 Mesures**

### **2.4.1 Moments de force externes exercés par les outils.**

Les moments de force externes produits par les deux clés à chocs pneumatiques selon leur orientation dans l'espace soit : horizontal et vertical et pour le plan horizontal : avec et sans rallonge ont été quantifiés à l'aide d'un montage qui évalue la force de rotation exercée sur la main.



## 2.4.2 Variables de contrôle

### Le couple de serrage final

Le couple de serrage (en Nm) exercé dans chacun des deux plans de travail a été mesuré à l'aide d'un capteur IMADA DL-1M. Pour simuler l'activité de boulonnage, un adaptateur IMADA était fixé sur le capteur (voir la figure 35). Le signal sortant du capteur a été traité par un convertisseur de signal analogique à numérique « Data Translation » (modèle DT BNC Box USB 9800 séries), puis traité avec le logiciel « DASYLAB » (V.9.00.00 septembre 2005), en synchronisme avec l'EMG. De plus, ce signal a été utilisé pour donner une rétroaction au sujet lors de l'atteinte du couple maximum visé, à l'aide d'un microcontrôleur. Lorsque ce dernier détectait que le couple de serrage avait atteint ou dépassé 115 Nm, une lumière rouge s'allumait, ce qui indiquait au sujet de relâcher la gâchette de l'outil.

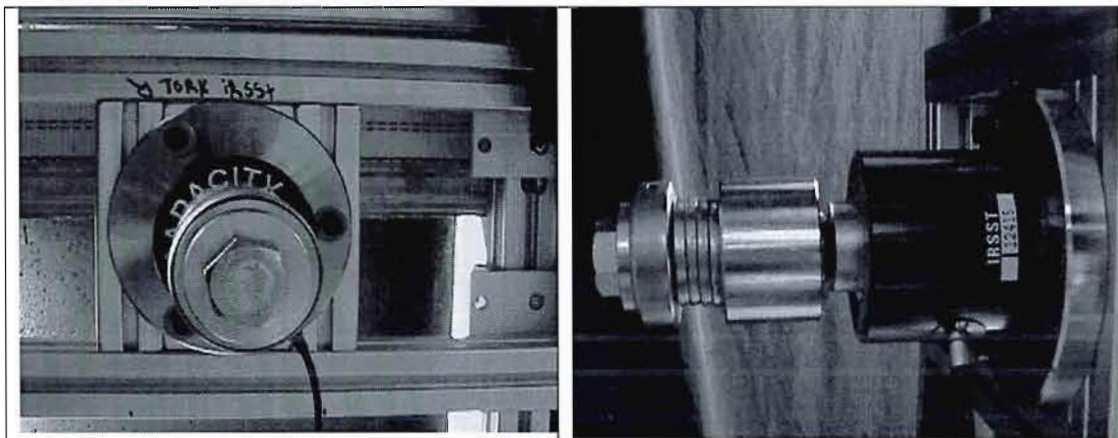


Figure 35. L'adaptateur IMADA tenant lieu de vis.

### L'analyse du positionnement des membres supérieurs

Le positionnement des membres a été analysé à partir de la mesure des angles. L'analyse des angles a été obtenue à l'aide du logiciel « *motion analysis tool* »



(Shareware version 1.1a, Edware Lemaire, The rehabilitation Centre, Ottawa, Ontario) avec des images extraites de la vidéo réalisée pendant l'expérimentation (voir la figure 36). Ensuite, il a été possible de déterminer les angles moyens au coude (absolus et relatifs), à l'épaule (absolus et relatifs) et au dos (relatifs) pour chacune des seize conditions expérimentales. Pour obtenir les angles absolus, l'axe horizontal a été utilisé comme référentiel.



Figure 36. Exemple d'une image qui a servi à l'analyse du positionnement des membres.

### **Accéléromètre**

L'accéléromètre (PCB piezotronics modèle 352c23) a été placé à l'extrémité inférieure du manche de l'outil afin de déterminer le début du mouvement en rotation de celui-ci. Les données de l'accéléromètre ont permis de repérer les quatre phases du boulonnage, définies par Radwin et al. (1989) (voir la figure 6), ainsi que celles fournies par le capteur de couple de serrage.

### **2.4.3 Variables temporelles et mécaniques reliées à l'atteinte du couple de serrage final**

Deux variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final ont été mesurées : le temps et le nombre d'impacts utilisés pour atteindre le couple de serrage final. Le temps était déterminé à partir des données fournies par l'accéléromètre et par le capteur du couple de serrage. Le nombre de coups pour atteindre le couple de serrage final était obtenu en comptant le nombre de crêtes fournies par le capteur du couple de serrage. Cette variable était obtenue en comptant le nombre de crêtes mesurés par le capteur jusqu'à l'atteinte d'un couple de serrage de 115 Nm. Cette analyse a aussi été faite avec le logiciel « DASYLAB ».

### **2.4.4 Variables dépendantes reliées à la demande musculaire**

Les contraintes musculaires ont été mesurées au moyen de l'EMG au niveau des membres supérieurs. L'EMG a été une mesure importante pour l'ensemble de ce projet. Elle a permis de connaître la sollicitation musculaire spécifique de plusieurs muscles responsables de la mobilisation du bras, de l'avant-bras et de la main. Le tableau 5 présente les 9 muscles évalués, leurs fonctions et leurs profondeurs selon Bouisset et Malton (1995). Ainsi, avec une analyse de l'activité myoélectrique de ces muscles, il a été possible de comparer l'amplitude de la demande musculaire associée aux différentes conditions expérimentales évaluées dans ce projet.

Tableau 5. Fonctions des muscles instrumentés lors de l'expérimentation, la fonction en gras représente celle qui a été sollicitée lors du test de contraction volontaire maximale.

<b>Muscles</b>	<b>Fonctions Principales</b>	<b>Profondeur</b>
Trapèze supérieur	<b>Élévation de la scapula</b>	Superficiel
Déltoïde antérieur	<b>Flexion de l'épaule</b> Adduction de l'épaule	Superficiel
Déltoïde médian	<b>Abduction de l'épaule</b>	Superficiel
Biceps brachial	<b>Flexion du coude</b> Flexion de l'épaule Supination de l'avant-bras	Superficiel
Triceps brachial	<b>Extension du coude</b> Extension de l'épaule Adduction de l'épaule	Superficiel
Extenseur radial du carpe	<b>Extension du poignet</b> Abduction du poignet	Superficiel
Extenseur commun des doigts	<b>Extension du poignet</b> Extension des doigts	Superficiel
Fléchisseur superficiel de doigts	<b>Flexion du poignet</b> Flexion des doigts	Superficiel
Fléchisseur ulnaire du carpe	<b>Flexion du poignet</b> Adduction du poignet	Superficiel

Des électrodes de petite taille, bipolaires et préamplifiées 1000 fois (DELSYS, Differential surface EMG electrode) (voir figure 37), ont été placées sur la partie charnue de chacun des muscles de façon à suivre l'orientation des fibres musculaires. Au préalable, un gel abrasif a été appliqué sur la peau du sujet afin d'enlever les particules mortes se retrouvant à la surface de la peau. Celle-ci a été ensuite nettoyée à l'aide d'un tampon alcoolisé. Une électrode supplémentaire a été appliquée sur le tibia pour servir de mise à la terre. Les signaux de l'activité musculaire ont été acheminés vers un convertisseur analogique/numérique (DataTranslation modèle DT BNC Box USB 9800 séries), avec une résolution de 16 bits. Ce dernier a transformé les signaux analogiques en données numériques, qui ont été enregistrées par le système d'acquisition « DasyLab ». La fréquence d'échantillonnage des signaux avait été fixée à 2000 Hz pour des considérations techniques. En fait, l'enregistrement du

couple de serrage par le capteur IMADA nécessitait une fréquence d'échantillonnage plus élevée afin d'obtenir un signal de qualité. Ainsi, un premier système a fait l'acquisition des signaux (EMG, accéléromètre et capteur de couple de serrage) à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz et un autre système a fait l'acquisition des signaux (accéléromètre et capteur de couple de serrage) à une fréquence d'échantillonnage de 5000 Hz. L'état brut des différents signaux recueillis a été vérifié avant le début de la séance d'enregistrement. Par la suite, les signaux enregistrés ont été rectifiés et filtrés à une fréquence passe-bas de 6 Hz (Butterworth). Les valeurs EMG recueillies ont été transformées en pourcentage d'une contraction volontaire maximale (%CVM), à partir des amplitudes EMG maximales obtenues lors des contractions isométriques maximales produites lors des tests maximaux, et ce, pour chacun des muscles évalués (voir équation 1). Ces tests ont été effectués à la fin de l'expérimentation pour limiter les risques de fatigue musculaire.

Équation 1

$$\%CVM = \frac{\text{Valeur EMG mesurée durant le travail}}{\text{Valeur EMG contraction volontaire maximal}} \times 100$$

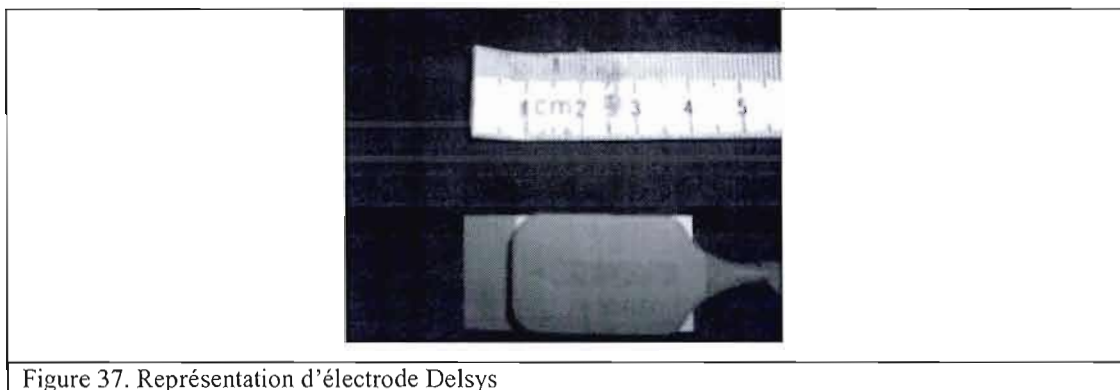


Figure 37. Représentation d'électrode Delsys

Chaque test d'effort volontaire maximal (CVM) a consisté à produire une contraction isométrique contre une résistance pour solliciter l'action principale du muscle (voir tableau 5). Pour chacun des muscles évalués, le sujet a eu comme consigne de faire

une contraction statique progressive pour atteindre la force maximale dans un délai de 3 à 5 secondes. La plus haute valeur de deux essais par muscle a été retenue pour la transformation de l'EMG en %CVM. Le test CVM a été retenu, car il ne s'agit pas ici d'une étude longitudinale, chaque sujet ne se présentant qu'une fois et portant les mêmes électrodes pour toute la durée des mesures. L'expérimentateur a également encouragé le participant lors des tests afin d'obtenir le maximum. Avec un test sous-maximal, il aurait été plus difficile de comparer les résultats à des valeurs de charge statique acceptable (Sjøgaard et al, 1986). Enfin, vu la nature des muscles sous investigation, une attention particulière a été portée à la présence de bruit dans les signaux induits par les muscles rapprochés, par exemple, l'extenseur radial du carpe et l'extenseur commun des doigts. L'analyse et l'interprétation des résultats ont été faites en tenant compte de cette possibilité d'artefact. La figure 38 présente la localisation des électrodes sur chacun des neuf muscles instrumentés.

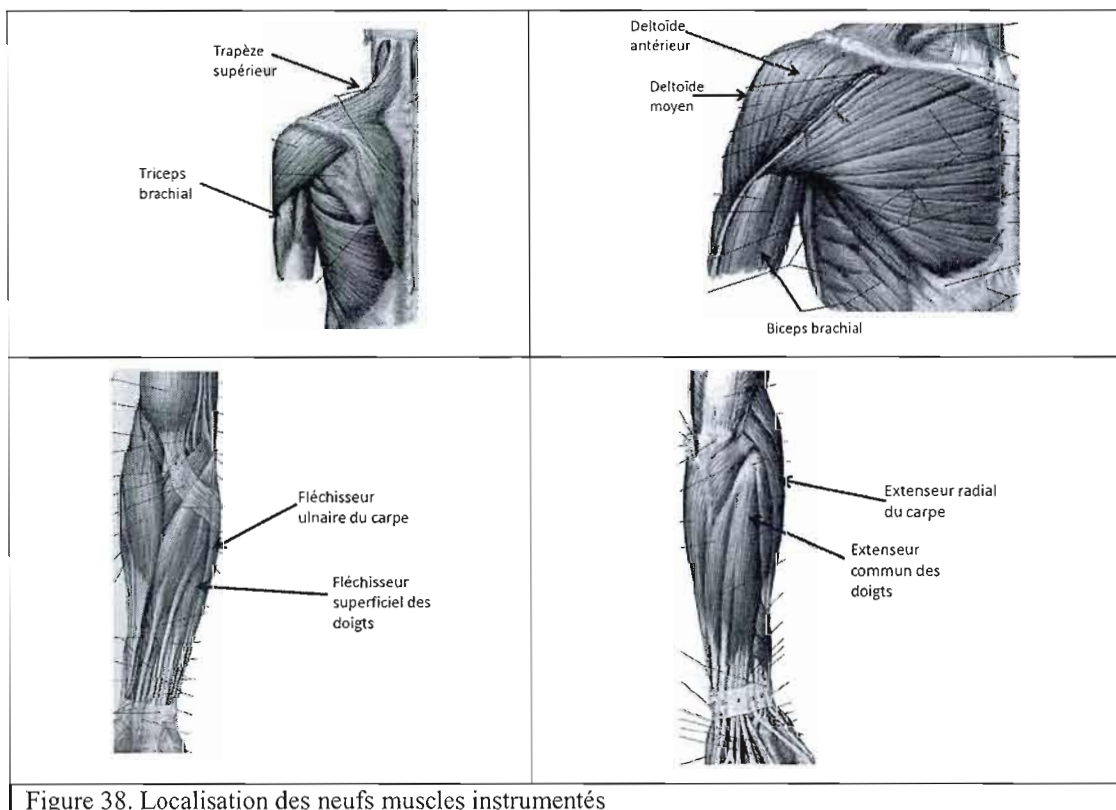


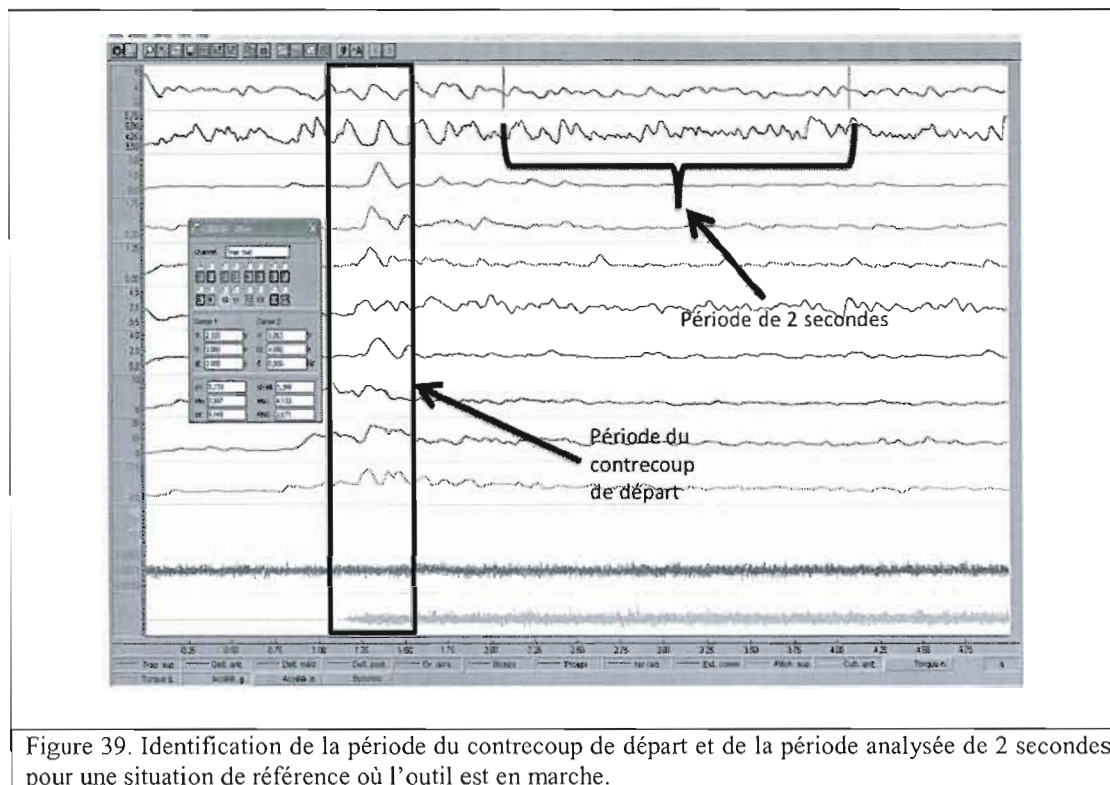
Figure 38. Localisation des neuf muscles instrumentés

### *Variables issues de l'analyse de l'EMG*

Une analyse spécifique des %CVM moyens, qui ont été enregistrés lors du boulonnage, a été réalisée. Le boulonnage correspond à la combinaison des phases de boulonnage sans résistance et de serrage final. L'objectif de cette analyse est de déterminer les variables indépendantes ou l'interaction de celles-ci qui ont eu un effet significatif sur l'ampleur de la contrainte posturale des neuf muscles instrumentés. Ainsi, il sera possible de déterminer quelles sont les conditions expérimentales qui induisent les contraintes musculaires moyennes les moins élevées.

Une analyse spécifique des %CVM maximales (%CVM max), qui ont été enregistrées lors de la phase de serrage final, a été réalisée. L'objectif de cette analyse était de déterminer les conditions expérimentales qui ont eu un effet significatif sur la contrainte maximale des neuf muscles instrumentés. Enfin, il a aussi été possible de déterminer quelles sont les situations qui induisent le moins de contraintes musculaires maximales.

Une autre analyse, celle-ci étant exploratoire, visait à mesurer l'effet de la vibration des outils sur la contrainte musculaire. En fait, les quatre situations ont été créées à partir de deux variables. Ces variables sont l'outil utilisé (lourd ou léger) et l'état de marche de l'outil (arrêté ou en marche). Pour ce faire, chacun des sujets réalisait la condition expérimentale : plan vertical, coude fléchi et saisie à une main. La position était maintenue pour une période de cinq secondes. L'analyse de la demande musculaire moyenne (%CVM moyen) a porté sur une durée de deux secondes au centre de la période totale de cinq secondes. Une attention particulière a été portée afin d'éviter que l'activité musculaire associée à la mise en marche de l'outil (contrecoups de départ) ne fasse pas partie de cette période de deux secondes (voir figure 39).



### Perception de l'effort

Immédiatement après chaque essai, les sujets ont évalué le niveau d'effort physique requis sur une échelle de Borg modifiée de 1 à 10. Cette échelle a été imprimée sur un panneau et les sujets ont eu comme consigne de pointer ou de dire le résultat retenu à l'expérimentateur (voir le tableau 6). L'échelle de perception de l'effort a été utilisée pour quantifier l'inconfort lié au boulonnage lors de l'utilisation d'outils pneumatiques (Kilhlberg et al., 1993). Freivalds et Eklund (1993) ont démontré que les sujets expérimentaux étaient en mesure de bien évaluer, à partir d'une perception subjective de l'effort, les variations de l'intensité du contrecoup lors du serrage final. En fait, une corrélation significative entre l'évaluation subjective de l'effort et la demande musculaire (EMG) a été démontrée. Après la réalisation de chacune des conditions expérimentales, les sujets ont eu à identifier leur niveau d'effort en se

référant à la consigne suivante : « sur un échelle de 1 à 10, un niveau de 1 correspond à un repos total et un niveau de 10 à une situation où vous êtes incapable de terminer le boulonnage du premier boulon »

Tableau 6. Panonceau Échelle de Borg pour la quantification de l'effort physique.

Pour moi, l'effort physique lors de cette condition expérimentale est :	
Cote	Qualificatif
1	EXTRÊMEMENT FACILE
2	TRÈS TRÈS FACILE
3	TRÈS FACILE
4	FACILE
5	MODÉRÉ
6	UN PEU DIFFICILE
7	DIFFICILE
8	TRÈS DIFFICILE
9	TRÈS TRÈS DIFFICILE
10	EXTRÊMEMENT DIFFICILE

## 2.5 Analyse statistique

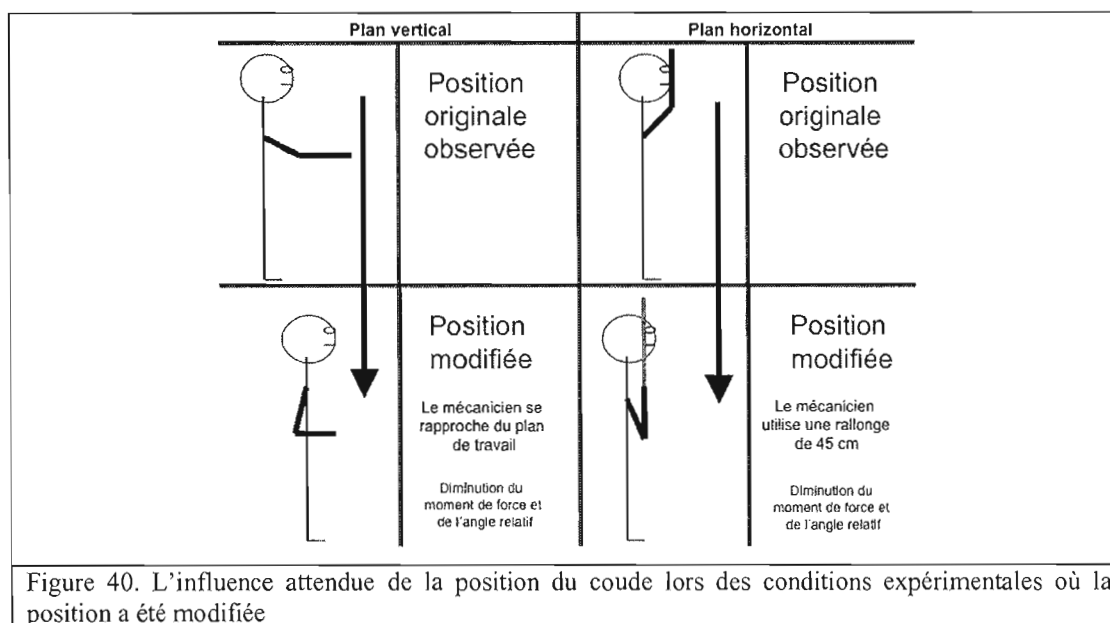
Les données de cette expérience ont été utilisées pour identifier les postures du bras et de l'épaule qui permettent de réduire les contraintes musculaires au niveau des deux plans de travail. Elles ont aussi permis de quantifier objectivement la charge musculaire imposée aux muscles des membres supérieurs lors des différentes conditions expérimentales. Une analyse de la variance (ANOVA) paramétrique à mesures répétées a été effectuée pour identifier les différences significatives. Un niveau de confiance à 95 % ( $p < 0,05$ ) a été utilisé lors de cette analyse. Le logiciel SAS (2002-2008 by SAS Institute Inc., Cary, NC, USA. SAS, Proprietary Software 9.2 TS1M0), exécuté sur la plate-forme Microsoft Windows XP, Professionnel, a été utilisé.



## 2.6 Impacts attendus de chacune des variables indépendantes

### 2.6.1 Le positionnement du coude

Le boulonnage avec le coude fléchi devrait induire une diminution de la demande musculaire moyenne et maximale, autant lors du boulonnage sur le plan horizontal que vertical. La diminution de la contrainte musculaire serait produite, entre autres, par une baisse de l'effet de la relation T-L pour les muscles de l'épaule. En fait, les postures modifiées (voir la figure 40) visent la réduction de l'angle relatif. La diminution de la sollicitation devrait être plus importante lors du boulonnage sur le plan horizontal en raison de l'impact plus important de T-L dans cette amplitude de mouvement (Marchand et al., 2008). Il est à noter que l'utilisation d'une rallonge de 45 cm rendra possible le travail avec le coude fléchi lors des conditions sur plan horizontal, tandis que le travailleur n'aura qu'à s'approcher de l'écrou lors des conditions sur le plan vertical. La figure 41 présente la différence entre les conditions avec et sans rallonge lors du boulonnage sur un plan horizontal dans un contexte réel de travail.



Finalement, il se produira une diminution de la contrainte musculaire par une diminution du bras de résistance. Ceci réduira le moment de force et la demande musculaire des muscles de l'épaule lors des conditions sur le plan vertical (voir la figure 28).

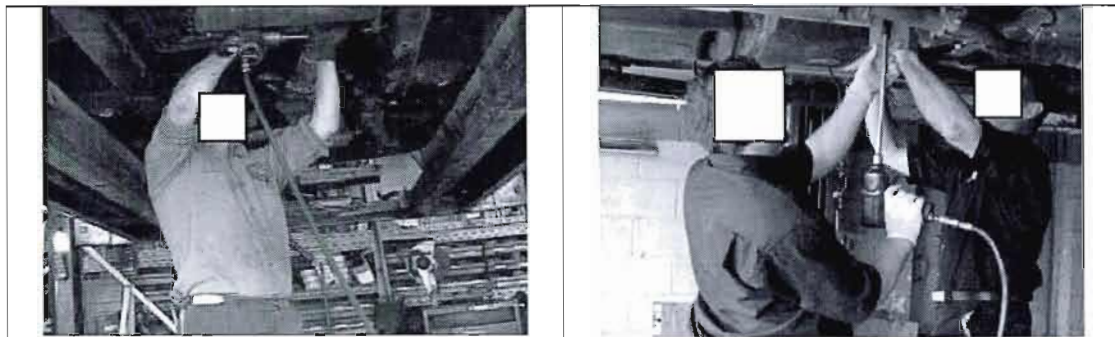


Figure 41. Travail réalisé avec les bras au-dessus des épaules (photo à droite) et au niveau de la poitrine avec l'utilisation d'une rallonge de 45 cm lors (photo à gauche) d'un travail sous le véhicule.

### 2.6.2 La clé à chocs pneumatique utilisée

Tout d'abord, les caractéristiques des deux outils dépassent la simple différence de poids. En fait, la clé à chocs légère boulonne moins vite que celle qui est lourde. Donc, les impacts attendus seront, dans un premier temps, une diminution du contrecoup lorsque le sujet utilisera la clé à chocs plus lourde en raison de son inertie plus importante (Freivalds et Eklund, 1993).

Cependant, à cause de l'augmentation de la vitesse du serrage lors de l'utilisation de la clé à chocs lourde, il serait possible que le temps de transfert du contrecoup soit plus court et que l'amplitude de la force soit aussi importante qu'avec la clé à chocs plus légère. Donc, il serait probable que ces deux éléments annulent réciproquement les effets attendus.

### 2.6.3 Le type de saisie de la clé à chocs pneumatique

Les impacts attendus sont une diminution de la demande musculaire pour tous les muscles du côté dominant, soit le côté de la main qui tient la clé à chocs lorsque l'outil est tenu à deux mains. De plus, une diminution de l'effet de la vibration et des contrechocs est aussi prévue, car leur effet sera transmis à deux mains plutôt qu'une seule. La figure 42 présente, en premier lieu, un mécanicien qui utilise la clé à chocs à deux mains, et en deuxième lieu, un autre qui utilise la clé à chocs à une main.

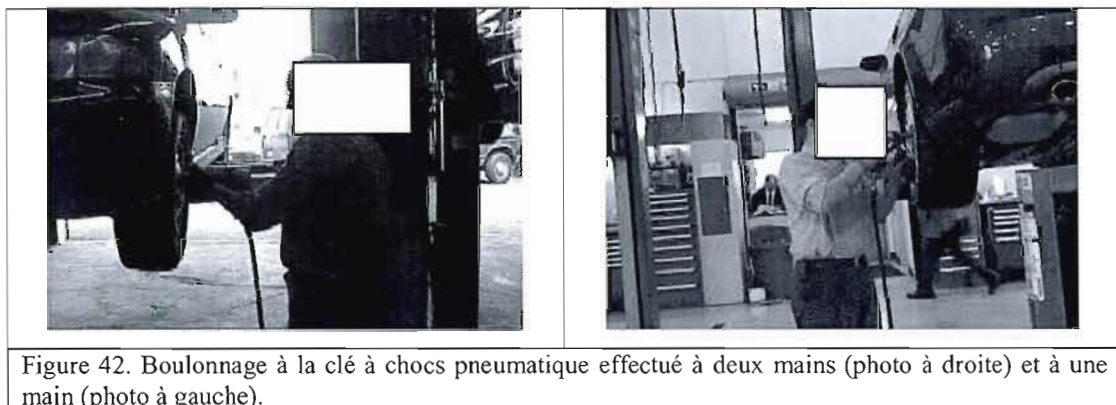


Figure 42. Boulonnage à la clé à chocs pneumatique effectué à deux mains (photo à droite) et à une main (photo à gauche).

## **Chapitre III**

### **Résultats**

La présentation des résultats sera divisée en cinq parties. Les premiers résultats présentés seront les données anthropométriques des sujets et les caractéristiques des clés à chocs pneumatiques. Ensuite, les résultats de l'analyse des variables de contrôle seront présentés, suivi de ceux des variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final. Finalement, les variables dépendantes reliées à la demande musculaire ainsi que les résultats de l'analyse des données psychophysiques.

#### **3.1 Analyse des caractéristiques de l'outil**

Les tableaux 7 et 8 présentent les différentes caractéristiques physiques des clés à chocs pneumatiques qui ont été utilisées lors de ce projet de maîtrise. Lors des conditions expérimentales où le plan était vertical ou horizontal avec le coude en extension, le poids de l'outil lourd était de 2,74 kg tandis que celui du léger était de 1,55 kg. Lors de la condition expérimentale où le plan était horizontal avec le coude fléchi, le poids de l'outil lourd était de 3,55 kg et celui de l'outil léger était de 2,35 kg. L'augmentation du poids dans cette condition expérimentale est induite par la rallonge de 45 centimètres, soit 800 g.

Les moments de force produits par chacune des deux clés à chocs pneumatiques utilisées varient en fonction des plans de travail et de l'utilisation de la rallonge (uniquement utilisée lors du boulonnage sur le plan horizontal le coude fléchi). Les moments de force des outils lourd et léger sont respectivement de 0,8 Nm et de 0,39 Nm lors de l'utilisation sur le plan vertical, tandis qu'ils sont respectivement de 2,2 Nm et de 1,16 Nm dans le plan horizontal avec la rallonge posée (voir la figure 30).

Finalement, ils sont de 1,54 Nm et 0,53 Nm dans le plan vertical sans la rallonge (voir figure 30).

Tableau 7. Le poids des outils avec et sans rallonge.

Outil		Poids (kg)
Lourd	Avec rallonge	3,55
	Sans rallonge	2,74
Léger	Avec rallonge	2,35
	Sans rallonge	1,55

Tableau 8. Le moment de force des outils dans les deux plans avec et sans rallonge.

Outils	Plan	Moment de force (Nm)
Lourd	Vertical	0,8
	Horizontal avec rallonge	2,2
	Horizontal sans rallonge	1,54
Léger	Vertical	0,39
	Horizontal avec rallonge	1,16
	Horizontal sans rallonge	0,53

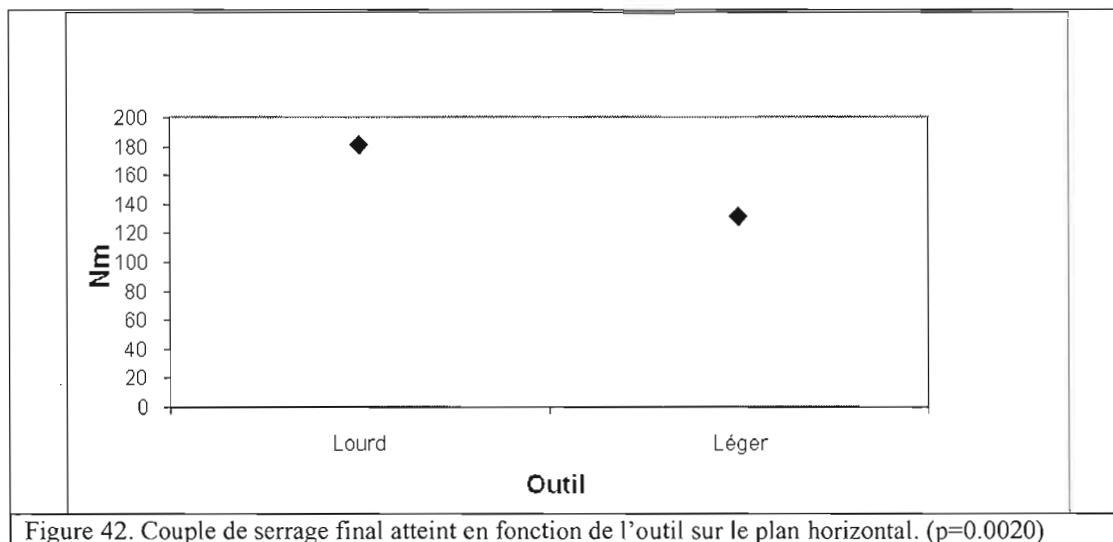
## 3.2 Les résultats des variables de contrôle

### 3.2.1 Le couple de serrage final

#### Analyse des effets principaux

Le couple de serrage final cible avait été déterminé à 115 Nm. Cependant, l'analyse a porté sur le premier impact où le couple de serrage atteint ou dépasse 115 Nm, ce qui représente une réalité du travail dans le secteur des services à l'automobile. La figure 42 présente l'effet de l'outil sur le couple de serrage final lors du boulonnage sur le plan horizontal. Les résultats révèlent un couple de serrage significativement plus élevé lors de l'utilisation de l'outil lourd comparativement à l'outil léger. En effet, le

couple de serrage final a atteint 181 Nm lors de l'utilisation de l'outil lourd et 131 Nm dans le cas du léger.



### Le couple de serrage final sur le plan vertical

La figure 43 présente le couple de serrage final en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan vertical. Les résultats indiquent que le couple de serrage final a toujours été plus élevé lors de l'utilisation de l'outil lourd (166 et 176 Nm). Le couple de serrage final le plus élevé a été atteint lorsque cet outil était saisi à 2 mains. L'utilisation de l'outil léger à deux mains induit le couple de serrage final le plus faible (123 Nm).

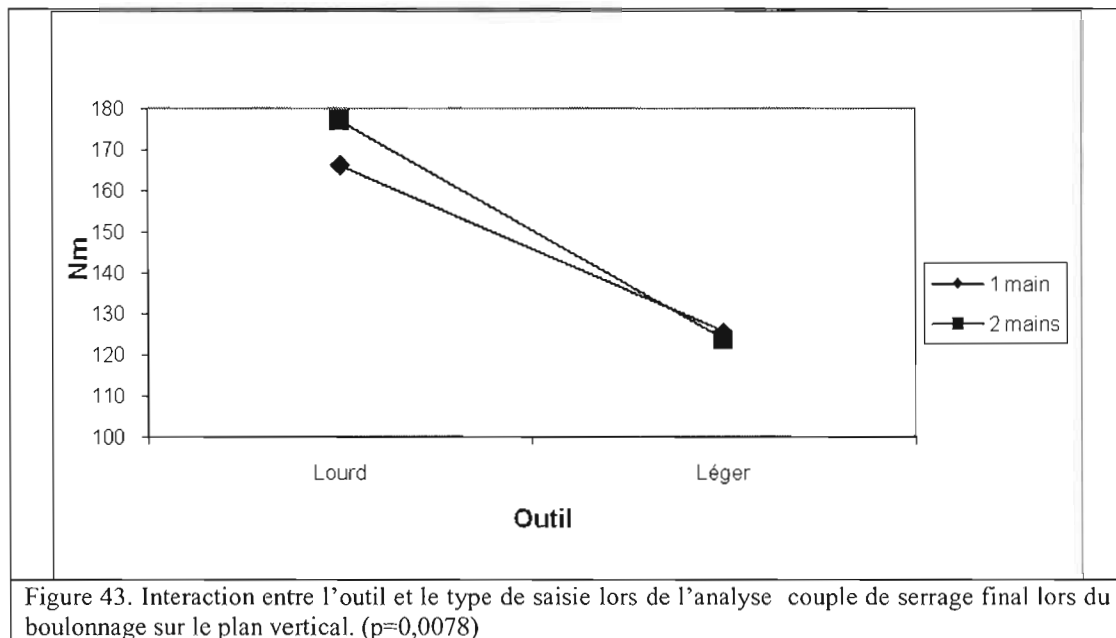


Figure 43. Interaction entre l'outil et le type de saisie lors de l'analyse couple de serrage final lors du boulonnage sur le plan vertical. ( $p=0,0078$ )

### 3.2.2 Le positionnement des membres supérieurs

Le tableau 9 présente les résultats de l'analyse du positionnement des membres supérieurs lors de la réalisation de chacune des conditions expérimentales. Le positionnement des membres a été analysé à partir de la mesure des angles relatifs et absolus. L'analyse des angles a été obtenue, à l'aide du logiciel « *motion analysis tool* » et des photos extraites de la vidéo réalisée pendant l'expérimentation. Ensuite, il a été possible de déterminer les angles moyens au coude (absolus et relatifs), à l'épaule (absolus et relatifs) et au dos (absolus) pour chacune des 16 conditions expérimentales. Pour obtenir les angles absolus, l'axe horizontal a été utilisé comme référentiel. Les résultats indiquent une uniformité pour chacun des cinq angles analysés et pour chacun des regroupements de conditions expérimentales comparables. Les conditions expérimentales comparables sont celles où le positionnement du coude et le plan sont identiques.



Tableau 9. Les angles pour chacune des conditions expérimentales à partir de l'analyse des postures (N = 13)

Positionnement du coude	Plan	Outil	Type de saisie	Angle relatif au coude (degré)	Écart-type angle relatif au coude (degré)	Angle absolu au coude (degré)	Écart-type angle absolu au coude (degré)	Angle relatif à l'épaule (degré)	Écart-type angle relatif à l'épaule (degré)	Angle absolu à l'épaule (degré)	Écart-type angle absolu à l'épaule (degré)	Angle relatif au dos (degré)	Écart-type angle relatif au dos (degré)
Extension	Horizontal	Lourd	1 main	107	+/- 14,6	85	+/- 5,4	96	+/- 7,8	15	+/- 7,9	82	+/- 4,9
Extension	Horizontal	Lourd	2 mains	117	+/- 24,1	80	+/- 8,8	105	+/- 15,6	23	+/- 14,0	83	+/- 4,8
Extension	Horizontal	Léger	1 main	117	+/- 16,8	82	+/- 7,2	102	+/- 8,2	21	+/- 9,1	82	+/- 4,9
Extension	Horizontal	Léger	2 mains	115	+/- 16,2	84	+/- 3,9	104	+/- 12,0	22	+/- 11,5	83	+/- 4,6
Extension	Vertical	Lourd	1 main	97	+/- 7,4	5	+/- 2,1	12	+/- 6,4	82	+/- 4,5	87	+/- 4,9
Extension	Vertical	Lourd	2 mains	100	+/- 8,9	4	+/- 2,2	13	+/- 5,6	79	+/- 4,4	88	+/- 5,7
Extension	Vertical	Léger	1 main	97	+/- 7,7	5	+/- 3,1	14	+/- 6,5	79	+/- 5,4	86	+/- 5,8
Extension	Vertical	Léger	2 mains	101	+/- 8,8	4	+/- 2,9	17	+/- 6,5	76	+/- 6,0	87	+/- 5,6
Flexion	Horizontal	Lourd	1 main	50	+/- 6,4	71	+/- 4,5	31	+/- 9,4	-59	+/- 7,0	90	+/- 7,1
Flexion	Horizontal	Lourd	2 mains	53	+/- 6,6	69	+/- 5,6	28	+/- 8,9	-58	+/- 7,3	86	+/- 6,9
Flexion	Horizontal	Léger	1 main	47	+/- 2,7	73	+/- 4,5	29	+/- 8,3	-59	+/- 5,8	89	+/- 5,9
Flexion	Horizontal	Léger	2 mains	50	+/- 5,4	74	+/- 4,7	33	+/- 9,8	-56	+/- 7,1	88	+/- 7,6
Flexion	Vertical	Lourd	1 main	77	+/- 5,5	3	+/- 2,3	-16	+/- 6,4	-78	+/- 4,7	86	+/- 4,8
Flexion	Vertical	Lourd	2 mains	78	+/- 6,2	3	+/- 2,4	-15	+/- 5,8	-79	+/- 5,1	87	+/- 5,0
Flexion	Vertical	Léger	1 main	76	+/- 6,7	5	+/- 3,3	-13	+/- 6,0	-80	+/- 5,1	88	+/- 4,3
Flexion	Vertical	Léger	2 mains	79	+/- 9,4	4	+/- 2,9	-13	+/- 4,7	-81	+/- 5,6	87	+/- 5,1

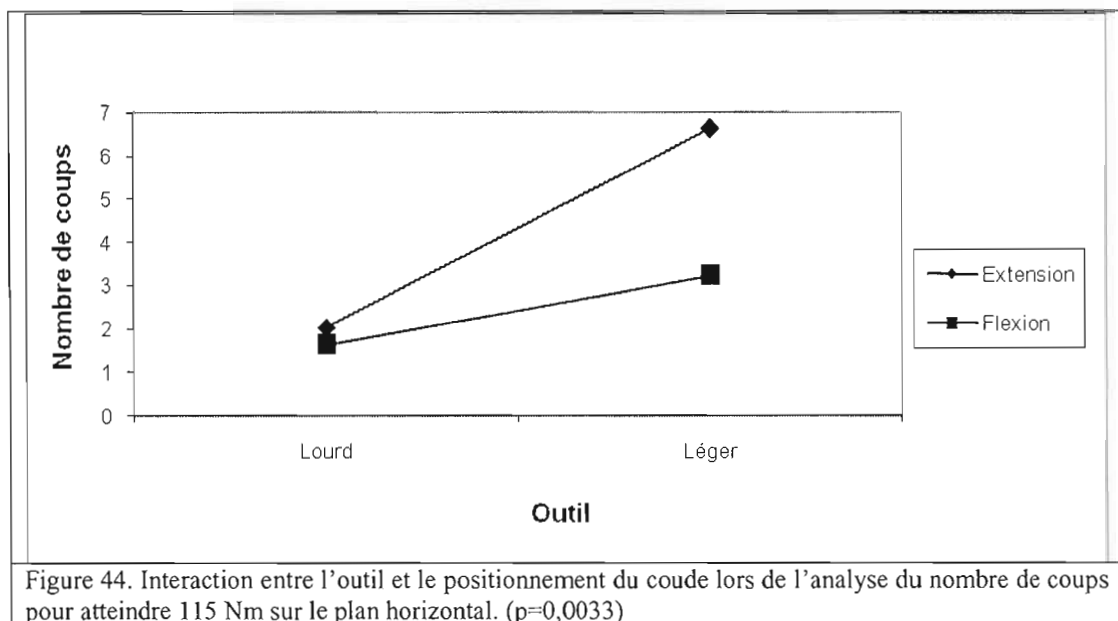


### 3.3 Les résultats des variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final

#### 3.3.1 Le nombre de coups pour atteindre le couple de serrage final

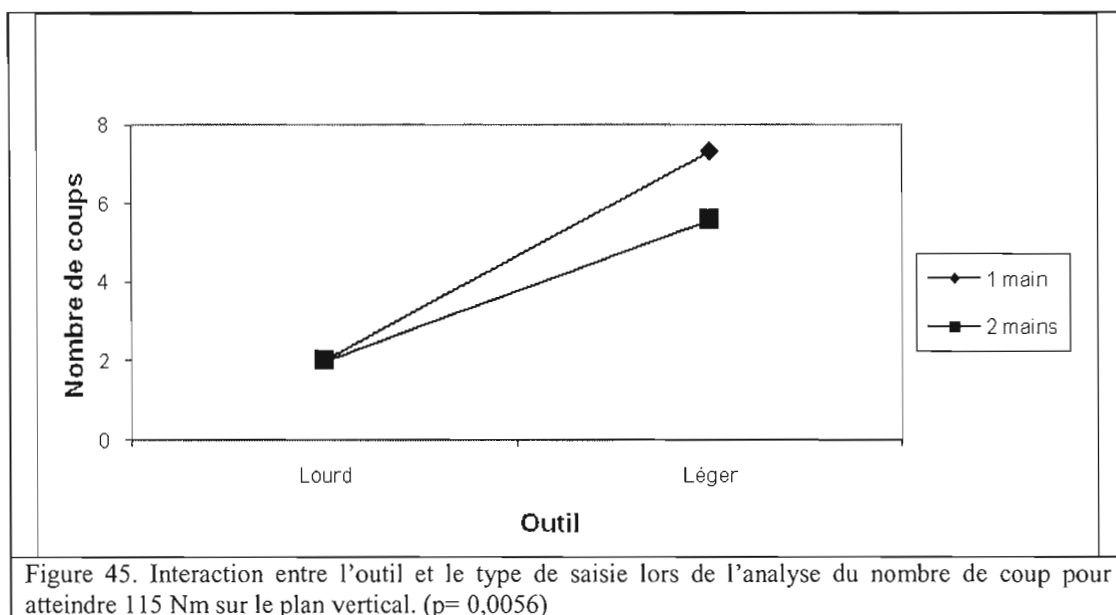
##### *Le nombre de coups pour atteindre 115 Nm sur le plan horizontal*

La figure 44 présente le nombre de coups qui ont été nécessaires pour atteindre un couple de serrage de 115 Nm en mettant en interaction l'outil et le positionnement du coude sur le plan horizontal. Les résultats indiquent que le boulonnage avec l'outil lourd et le coude fléchi permet d'atteindre le couple de serrage de 115 Nm en 1,63 coups et que 6,62 coups ont été nécessaires lors de l'utilisation de l'outil léger avec le coude en extension. De plus, la figure indique que le nombre de coups pour atteindre 115 Nm a toujours été inférieur lors de l'utilisation de l'outil lourd.



### *Le nombre de coups pour atteindre 115 Nm sur le plan vertical*

La figure 45 présente le nombre de coups pour atteindre un couple de serrage de 115 Nm en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan vertical. Les résultats indiquent que c'est lors de la saisie à une main de l'outil léger que le nombre de coups, pour atteindre 115 Nm, a été le plus important (7,32). À l'opposé, lorsque l'outil lourd a été tenu à deux mains, le nombre de coups nécessaires à l'atteinte de l'objectif a été de 2,01. De plus, les résultats indiquent que le nombre de coups pour atteindre 115 Nm a toujours été inférieur lors de l'utilisation de l'outil lourd.

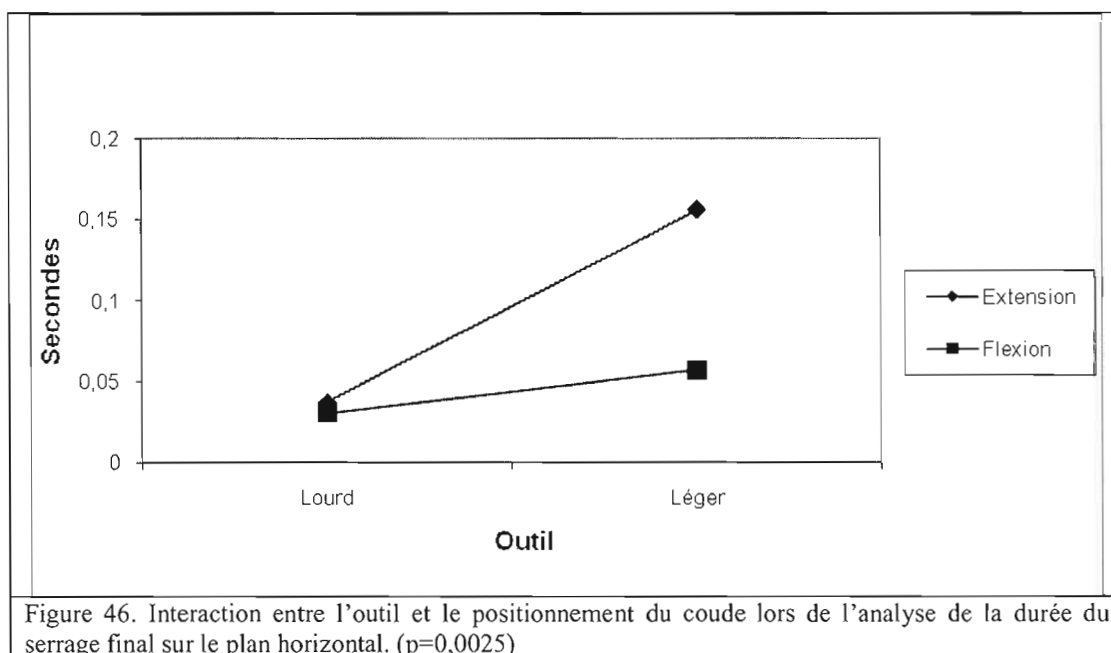


### **3.3.2 Les durées**

#### *Le serrage final sur le plan horizontal*

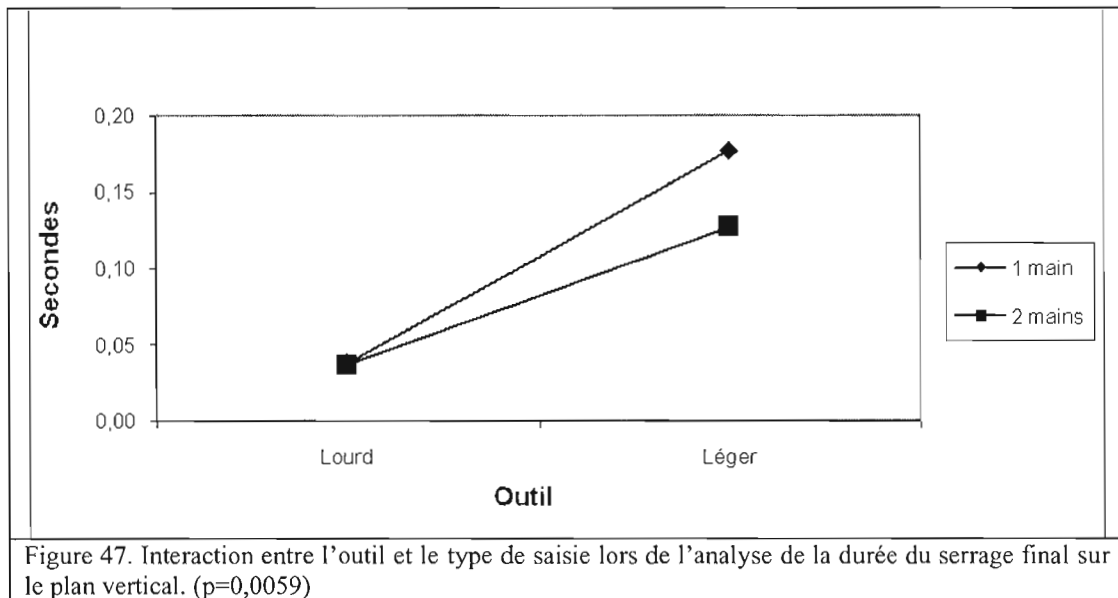
La figure 46 présente la durée du serrage final sur le plan horizontal en mettant en interaction l'outil utilisé et le positionnement du coude. Les résultats indiquent que la durée du serrage final est plus longue lors de l'utilisation de l'outil léger avec le

coude en extension. Dans cette condition, la durée du serrage final a été de 0,156 seconde. C'est lors de l'utilisation de l'outil lourd avec le coude fléchi que la durée du serrage final a été la plus courte (0,03 seconde). Lors de l'utilisation de la clé à chocs légère, les résultats indiquent une durée du serrage final qui est trois fois plus importante lorsque le coude est en extension comparativement à l'autre position ( $p=0,0016$ ). Selon les résultats, peu importe le positionnement du coude avec l'outil lourd, la durée du serrage final a toujours été plus courte.



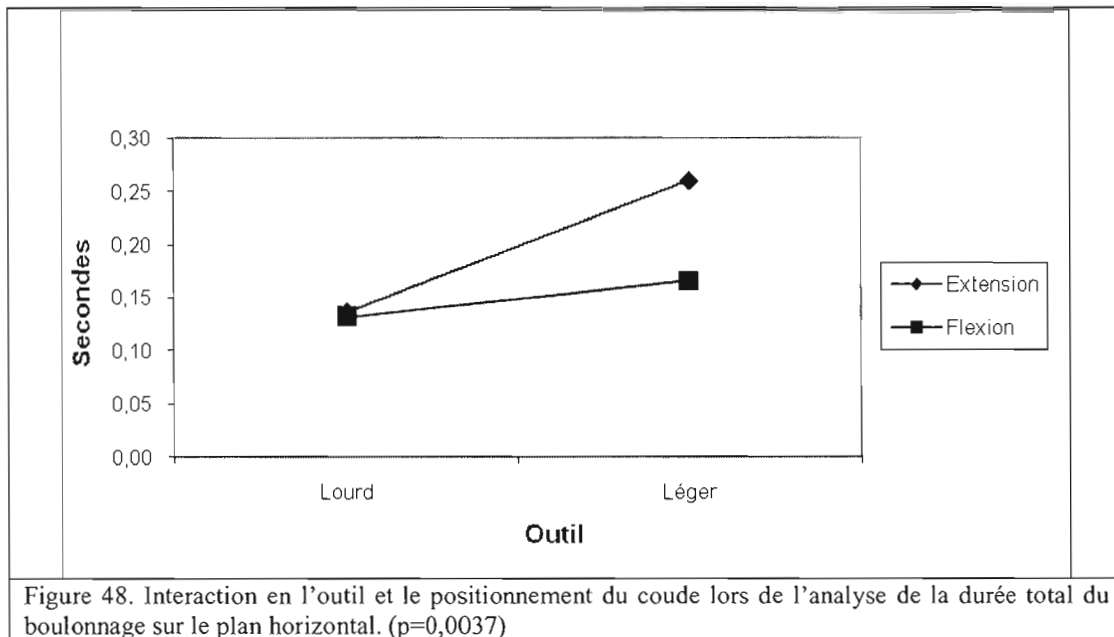
### ***Le serrage final sur le plan vertical***

La figure 47 présente la durée du serrage final sur le plan vertical en mettant en interaction l'outil et le type de saisie. Les résultats indiquent que la durée du serrage final a été plus longue lorsque l'outil léger a été saisi à une main (0,1773 secondes). Lorsque l'outil lourd a été saisi à 2 mains, cette durée a été de 0,037 secondes. La figure indique que la durée du serrage final a toujours été inférieure lors de l'utilisation de l'outil lourd.



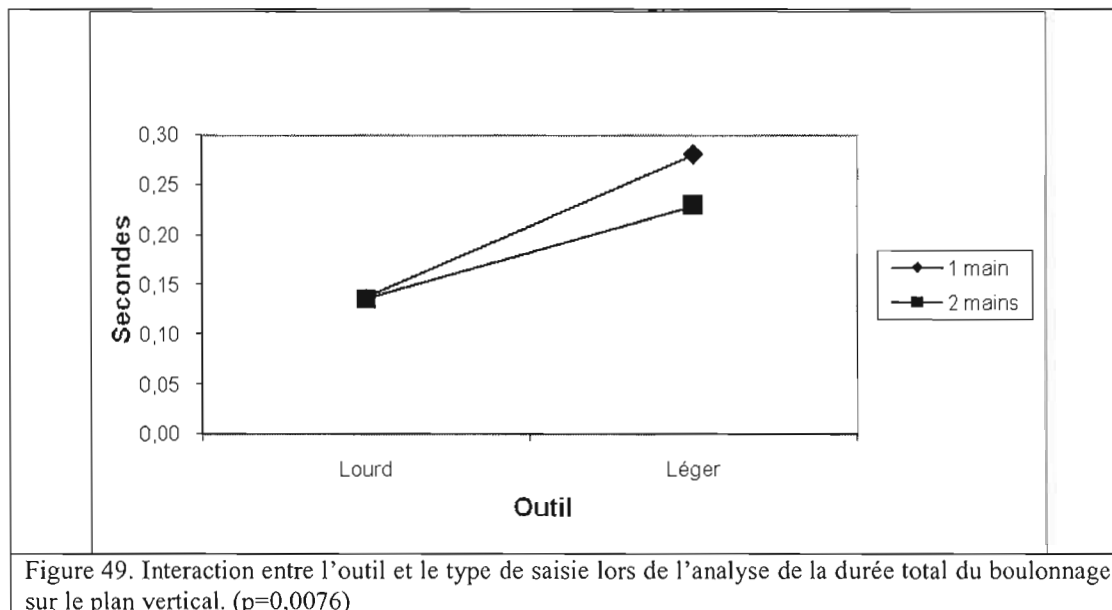
### ***La durée du boulonnage sur le plan horizontal***

La figure 48 présente la durée du boulonnage en mettant en interaction l'outil et le positionnement du coude sur le plan horizontal. Les résultats indiquent que la durée du boulonnage a été plus importante lors de l'utilisation de l'outil léger avec le coude en extension (0,26 seconde) comparativement au boulonnage avec l'outil lourd le coude en flexion (0,131 seconde). La figure indique que la durée du serrage final a toujours été inférieure lors de l'utilisation de l'outil lourd.



### *La durée du boulonnage sur le plan vertical*

La figure 49 présente la durée totale du boulonnage en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan vertical. Lorsque l'outil léger a été tenu à une main, les résultats indiquent que le boulonnage a été complété en 0,28 seconde tandis qu'il a été complété en 0,136 seconde lorsque la clé à chocs lourde était tenue à deux mains. Le type de saisie n'influence pas la durée du boulonnage de l'outil lourd puisqu'elle a été respectivement de 0,136 et 0,137 seconde lorsque l'outil a été saisi à deux mains et une main ( $p=0,0819$ ). De plus, la figure indique que la durée du serrage final a toujours été inférieure lors de l'utilisation de l'outil lourd.



### 3.4 Les résultats des variables dépendantes reliées à la demande musculaire

L'analyse de l'EMG sera présentée en 3 parties. Ces parties seront successivement l'analyse du boulonnage sur le plan vertical, l'analyse du boulonnage sur le plan horizontal et l'analyse des postures de référence.

#### 3.4.1 Le plan vertical

Les résultats du boulonnage sur le plan vertical seront subdivisés en deux sections. Ces sections seront respectivement l'analyse du contrecoup à partir du %CVM maximal (%CVMmax) et l'analyse des contraintes posturales en %CVM moyen (%CVMmoy).

**Analyse des effets du contrecoup pour le travail sur le plan vertical**

Le tableau 10 présente les résultats de l'analyse statistique du %CVMmax lors du serrage final sur le plan vertical. On remarque dans ce tableau que le type de saisie semble avoir un effet plus constant sur les muscles qui ont une action sur l'avant-bras ou la main.



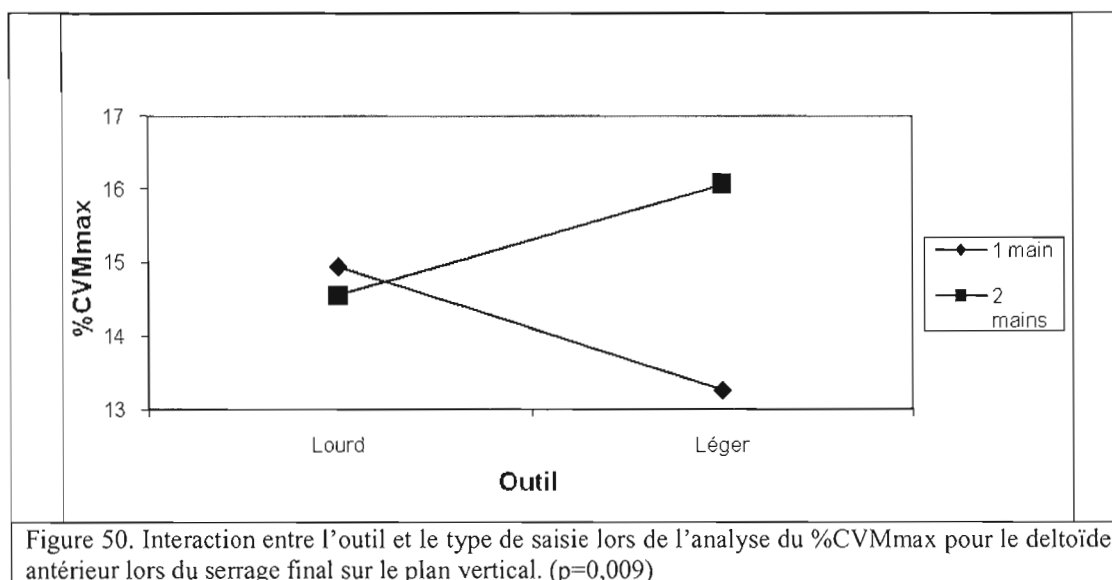


Le tableau 11 présente les résultats des effets simples en %CVMmax qui sont statistiquement significatifs ( $p < 0,05$ ) lors du serrage final sur le plan vertical. Ce tableau présente exclusivement des résultats sur lesquels les variables indépendantes ont eu un effet statistiquement significatif. Ceux-ci indiquent que le trapèze supérieur et le deltoïde antérieur ont réagi au positionnement du coude. Pour ces deux muscles, le positionnement du coude en extension a engendré une valeur maximale de 5,43%CVM pour le trapèze supérieur et de 19,55%CVM pour le deltoïde antérieur, tandis qu'en flexion, il a diminué de façon respective à 4,76%CVM et 9,86%CVM. Pour le biceps brachial, la saisie de l'outil à deux mains a induit une diminution de la sollicitation musculaire maximale de 32,75%CVM à 23,99 %CVM lorsque l'on a comparé cette saisie à celle à une main. Le triceps brachial, l'extenseur radial du carpe, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe ont tous réagi aux types de saisie. Pour tous ces muscles, les résultats indiquent que la saisie de l'outil à deux mains a engendré une demande musculaire maximale inférieure comparativement à la saisie à une main. Pour le fléchisseur ulnaire du carpe, l'utilisation de la clé à chocs légère a induit une demande musculaire maximale de 33,74%CVM, ce qui est statistiquement plus élevé par rapport à celle induite par l'utilisation de l'outil lourd (27,83%CVM).

Tableau 11. Les %CVMmax obtenus pendant le serrage final sur le plan vertical où l'analyse statistique des effets principaux a présenté une différence significative à  $p < 0,05$ . (N = 13)

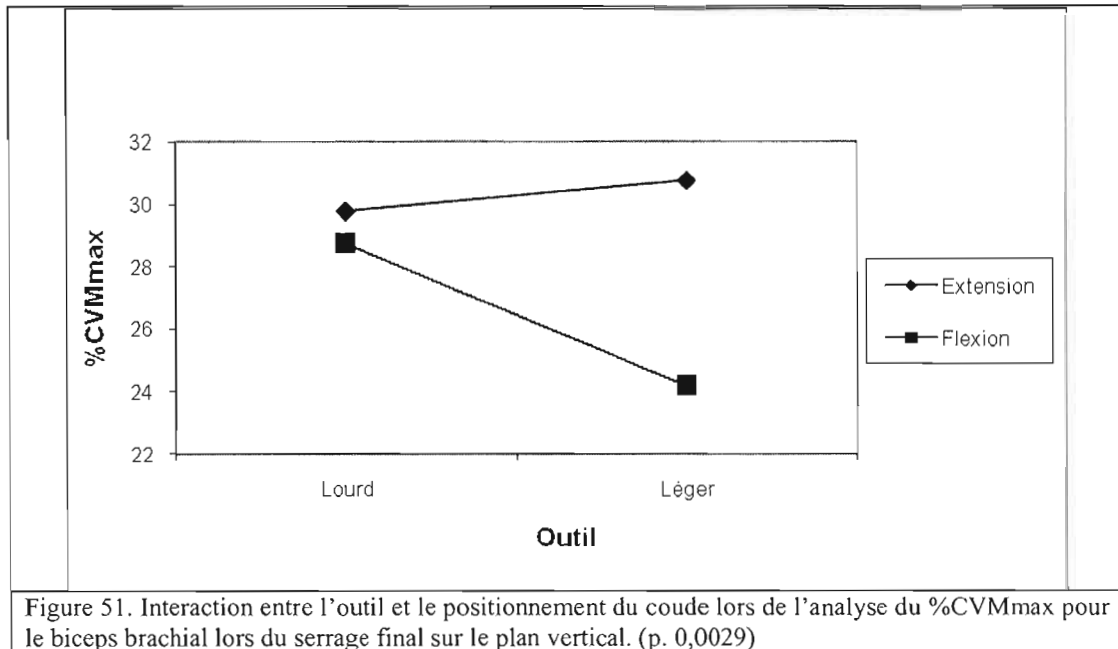
	Positionnement du coude		Outil		Type de saisie	
	Extension	Flexion	Lourd	Léger	1 main	2 mains
Trapèze supérieur	5,43	4,76	N/S	N/S	N/S	N/S
Deltoïde antérieur	19,55	9,86	N/S	N/S	N/S	N/S
Deltoïde moyen	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Biceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	32,75	23,99
Triceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	20,44	12,35
Extenseur radial du carpe	N/S	N/S	N/S	N/S	35,59	31,32
Extenseur commun des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Fléchisseur superficiel des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	24,21	21,06
Fléchisseur ulnaire du carpe	N/S	N/S	27,83	33,74	32,26	29,31

La figure 50 présente les valeurs maximales obtenues pour le deltoïde antérieur en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan vertical lors du serrage final. Les résultats indiquent une sollicitation musculaire maximale de 16,06%CVM lors de l'utilisation de l'outil léger à deux mains. À l'opposé, la demande musculaire maximale pour ce muscle n'a été que de 13,26%CVM lorsque cet outil a été manipulé à une main. Il s'agit de la situation la moins exigeante. Lors de l'utilisation de l'outil lourd, le type de saisie n'engendre pas un effet statistiquement significatif ( $p=0,8137$ ) sur la demande musculaire maximale du deltoïde antérieur. La demande musculaire maximale associée à l'utilisation à deux mains de l'outil lourd (14,55%CVMmax) ou léger (16,06%CVMmax) est statistiquement significative à  $p=0,0249$ .

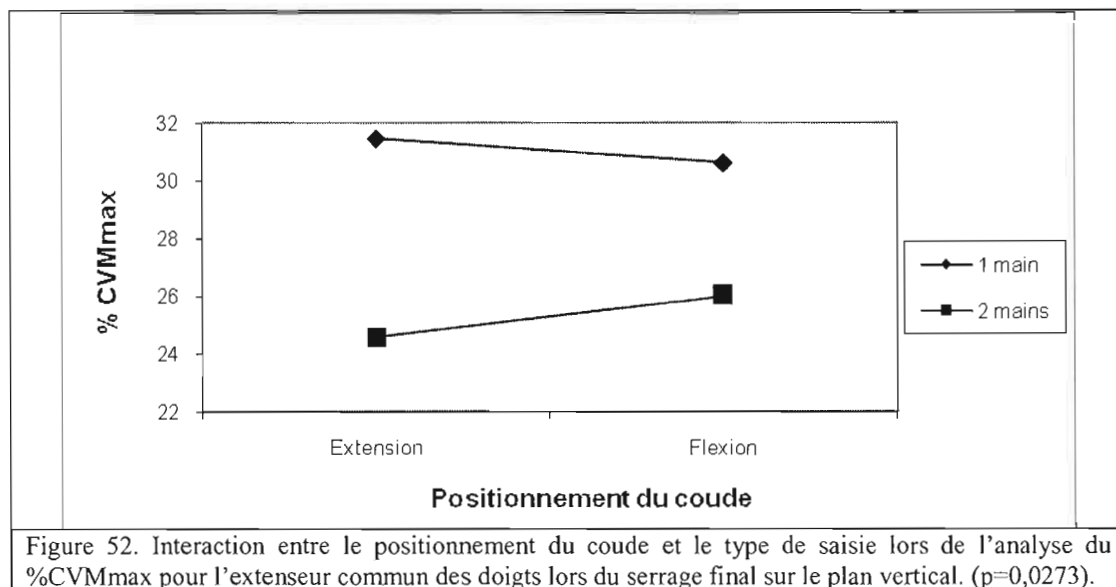


La figure 51 présente l'activité musculaire maximale pour le biceps brachial en mettant en interaction l'outil et le positionnement du coude sur le plan vertical lors du serrage final. Les résultats montrent qu'il a toujours été plus coûteux musculairement d'avoir le coude en extension lors du serrage final, et ce, autant pour l'outil lourd que léger (respectivement : 29,78%; 30,77%), comparativement à la posture coude fléchi (respectivement : 28,75% et 24,18%). La différence de demande musculaire

maximale entre les deux outils lorsque le coude est fléchi est statistiquement significative ( $p=0,0123$ ).



La figure 52 présente les %CVMmax pour l'extenseur commun des doigts en mettant en interaction le positionnement du coude et le type de saisie sur le plan vertical lors du serrage final. Les résultats indiquent que la saisie de l'outil lourd à une main avec le coude en extension a induit la demande musculaire maximale la plus élevée (31,47%CVM). À l'inverse, lorsque l'outil a été tenu à deux mains dans cette position, la demande musculaire maximale a été la moins élevée (24,58%CVM). De plus, cette figure indique que la sollicitation musculaire maximale a toujours été inférieure lorsque l'outil a été tenu à deux mains, et ce, peu importe le positionnement du coude.



### Analyse des effets de la posture pour le travail sur le plan vertical

Le tableau 12 présente les résultats de l'analyse statistique du %CVMmoy lors du boulonnage sur le plan vertical. Encore une fois, le type de saisie semble avoir un effet plus constant sur les muscles qui ont une action sur l'avant-bras ou la main.



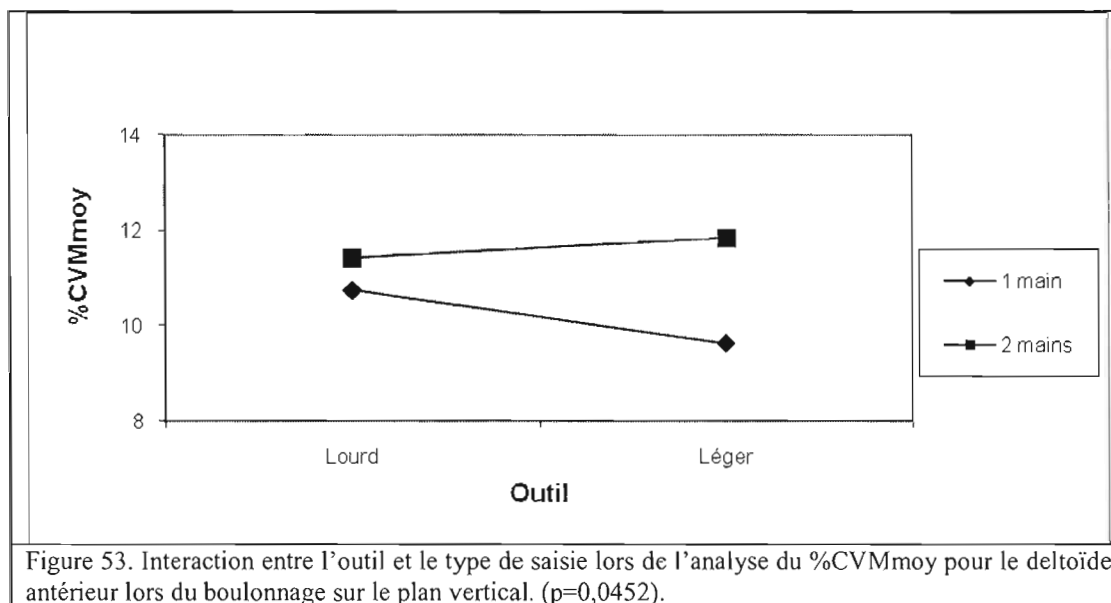
Le tableau 13 présente les résultats en %CVMmoy qui sont statistiquement significatifs lors du boulonnage sur le plan vertical. Le deltoïde antérieur a réagi au positionnement du coude. Pour ce muscle, le positionnement du coude en extension a résulté en un %CVM moyen de 14,8%CVM et de 7,02%CVM lorsqu'il était fléchi. Pour le biceps brachial, la saisie de l'outil à deux mains a induit une diminution de la demande musculaire moyenne de 32,01%CVM à 21,24%CVM lorsque l'on compare cette saisie à celle à une main. Le triceps brachial, l'extenseur radial du carpe, l'extenseur commun des doigts, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe ont tous aussi réagi aux types de saisie. La saisie à deux mains a induit pour tous ces muscles une demande musculaire moyenne inférieure lorsque comparée à la saisie à une main. Pour l'extenseur radial du carpe, l'utilisation de la clé à chocs légère a induit une demande musculaire moyenne de 26%CVM, qui est significativement moins élevée que celle associée à l'utilisation de l'outil lourd (30,27%CVM). Dans le cas du fléchisseur ulnaire du carpe, l'effet a été inversé. Le boulonnage à la clé à chocs lourde a induit une demande musculaire moyenne inférieure à l'utilisation de la légère, les résultats étant respectivement de 24,68%CVM et 26,98%CVM.

Tableau 13. Les %CVMmoy obtenus pendant le boulonnage sur le plan vertical où l'analyse statistique des effets principaux a présenté une différence significative à  $p < 0,05$ . (N = 13)

	Positionnement du coude		Outil		Type de saisie	
	Extension	Flexion	Lourd	Léger	1 main	2 mains
Trapèze supérieur	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Deltoïde antérieur	14,80	7,02	N/S	N/S	N/S	N/S
Deltoïde moyen	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Biceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	32,01	21,24
Triceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	14,27	9,12
Extenseur radial du carpe	N/S	N/S	30,27	26,00	29,53	26,74
Extenseur commun des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	24,55	20,79
Fléchisseur superficiel des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	18,18	16,60
Fléchisseur ulnaire du carpe	N/S	N/S	24,68	26,98	27,13	24,53

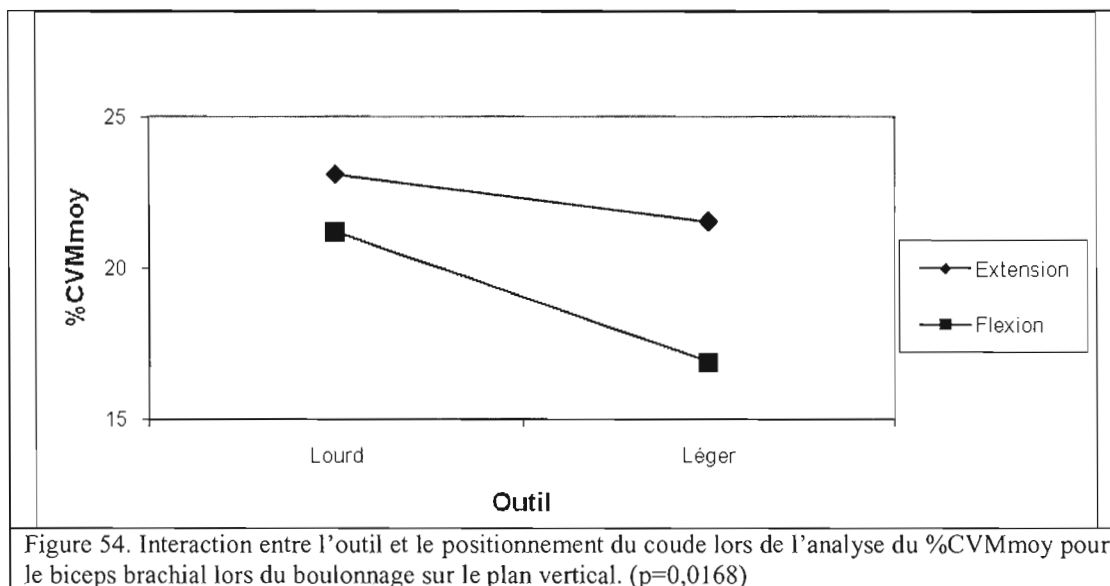


La figure 53 présente le %CVMmoy pour le deltoïde antérieur en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan vertical lors du boulonnage. Les résultats indiquent que la situation qui a engendré la demande musculaire moyenne la plus importante a été le boulonnage avec l'outil léger à deux mains (11,85%CVM). Tandis que l'utilisation de l'outil léger à une main a induit la demande musculaire moyenne la moins élevée (9,63%CVM). La différence entre ces deux conditions est statistiquement significative à  $p=0,0001$ . Les résultats présentent une demande musculaire moyenne toujours plus élevée lorsque les outils sont saisis à deux mains.



La figure 54 présente les %CVMmoy pour le biceps brachial en mettant en interaction l'outil et le positionnement du coude sur le plan vertical lors du boulonnage. Selon les résultats, l'utilisation de l'outil lourd avec le coude en extension a entraîné la sollicitation musculaire moyenne la plus élevée (23,13%CVM). Tandis que, le boulonnage avec l'outil léger et le coude fléchi a induit une activité musculaire moyenne inférieure (16,91%CVM). Il s'agit de la situation la moins exigeante. Les données de demande musculaire moyenne associées

aux deux positionnements du coude lors du boulonnage avec l'outil léger sont statistiquement différentes à  $p < 0,0001$ . Il en est de même pour les résultats en %CVMmoy lors de l'utilisation des deux outils avec le coude fléchi.



### 3.4.2 Plan horizontal

Les résultats du boulonnage sur le plan horizontal seront subdivisés en deux sections. Ces sections seront respectivement l'analyse du contrecoup à partir du %CVMmax et l'analyse des contraintes posturales en %CVMmoy.

#### Analyse des effets du contrecoup pour le travail sur le plan horizontal

Le tableau 14 présente les résultats de l'analyse statistique du %CVMmax lors du boulonnage sur le plan horizontal. Le positionnement du coude semble avoir particulièrement influencé les muscles qui ne mobilisent que l'épaule et le type de saisie semble être la variable ayant eu le plus d'influence sur les muscles mobilisant l'avant-bras et la main.

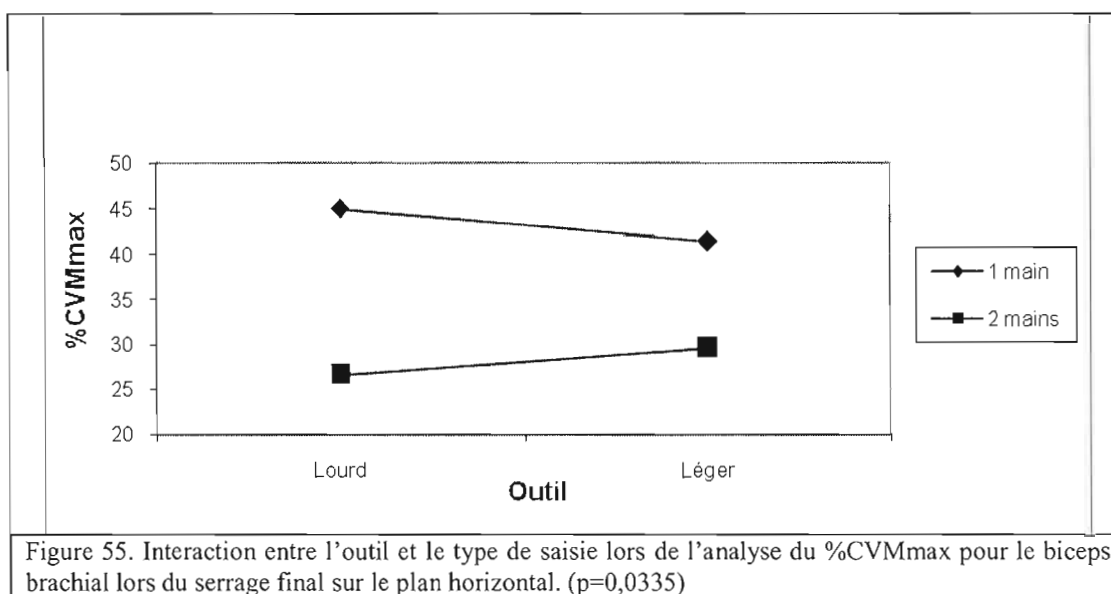


Le tableau 15 présente les résultats en %CVMmax qui sont statistiquement significatifs lors du serrage final sur le plan horizontal. Le trapèze supérieur, le deltoïde antérieur et le deltoïde moyen ont tous réagi au positionnement du coude. Pour ces muscles, le positionnement du coude en extension a résulté en un %CVM max qui sont respectivement de 45,12%CVM, de 51,87%CVM et de 28,08%CVM tandis qu'ils sont de 11,16%CVM, de 22,3%CVM et de 9,04%CVM lorsque le coude était fléchi. De plus, pour le deltoïde moyen, la saisie de l'outil à deux mains a induit une demande musculaire maximale de 20,38%CVM, tandis que la saisie à une main a induit une demande musculaire maximale de 16,74%CVM. L'extenseur commun des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe ont également réagi aux types de saisie. La saisie à deux mains a induit une demande musculaire inférieure pour ces muscles lorsque comparée à la saisie à une main. L'utilisation de la clé à chocs légère a induit une demande musculaire maximale de 30,12%CVM pour l'extenseur commun des doigts et de 34,92%CVM pour le fléchisseur ulnaire du carpe. Lors de l'utilisation de la clé à chocs lourde, l'extenseur commun des doigts a été sollicité à 27,3 %CVM et le fléchisseur ulnaire du carpe à 30,63%CVM.

Tableau 15. Les %CVMmax obtenus pendant le serrage final sur le plan horizontal où l'analyse statistique des effets principaux a présenté une différence significative à  $p < 0,05$ . (N = 13)

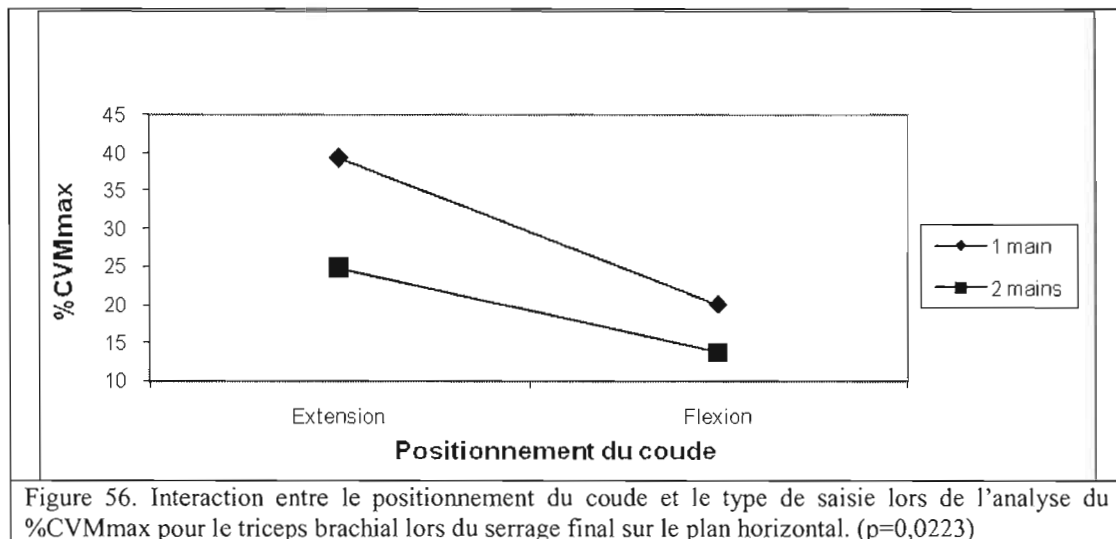
	Positionnement du coude		Outil		Type de saisie	
	Extension	Flexion	Lourd	Léger	1 main	2 mains
Trapèze supérieur	45,12	11,16	N/S	N/S	N/S	N/S
Delhoïde antérieur	51,87	22,30	N/S	N/S	N/S	N/S
Delhoïde moyen	28,08	9,04	N/S	N/S	16,74	20,38
Biceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Triceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Extenseur radial du carpe	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Extenseur commun des doigts	N/S	N/S	27,30	30,12	30,85	26,56
Fléchisseur superficiel des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Fléchisseur ulnaire du carpe	N/S	N/S	30,63	34,92	35,34	30,22

La figure 55 présente les %CVMmax pour le biceps brachial en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan horizontal lors du serrage final. La demande musculaire est plus élevée lorsque l'outil est tenu à une main. La situation qui a été la plus coûteuse est le boulonnage avec la clé à chocs lourde tenue à 1 main (44,98%CVMmax), tandis que la situation la moins exigeante s'est avérée être celle où l'outil était saisi à deux mains (26,62%CVM). La différence entre ces deux conditions est statistiquement significative à  $p=0,0001$ . Pour l'outil lourd et l'outil léger, l'effet du type de saisie est significatif, respectivement de  $p=0,0001$  et  $p=0,0019$ .



La figure 56 présente les %CVMmax pour le triceps brachial en mettant en interaction le positionnement du coude et le type de saisie sur le plan horizontal lors du serrage final. Le boulonnage avec le coude en extension et en saisissant l'outil à une main a été la situation la plus exigeante (39,27% CVMmax), tandis que le boulonnage avec le coude fléchi en tenant l'outil à deux mains a été la situation la moins difficile (13,79%CVMmax). Toutes les interactions possibles s'avèrent

significatives à  $p < 0,01$ . Les résultats indiquent une demande musculaire maximale toujours plus élevée lorsque l'outil est tenu à une main.



### Analyse des effets de la posture pour le travail sur le plan horizontal

Le tableau 16 présente les résultats de l'analyse statistique du %CVMmoy lors du boulonnage sur le plan horizontal. Le positionnement du coude semble avoir particulièrement influencé les muscles qui ne mobilisent que l'épaule et le type de saisie semble être la variable ayant eu le plus d'influence sur les muscles mobilisant l'avant-bras et la main.



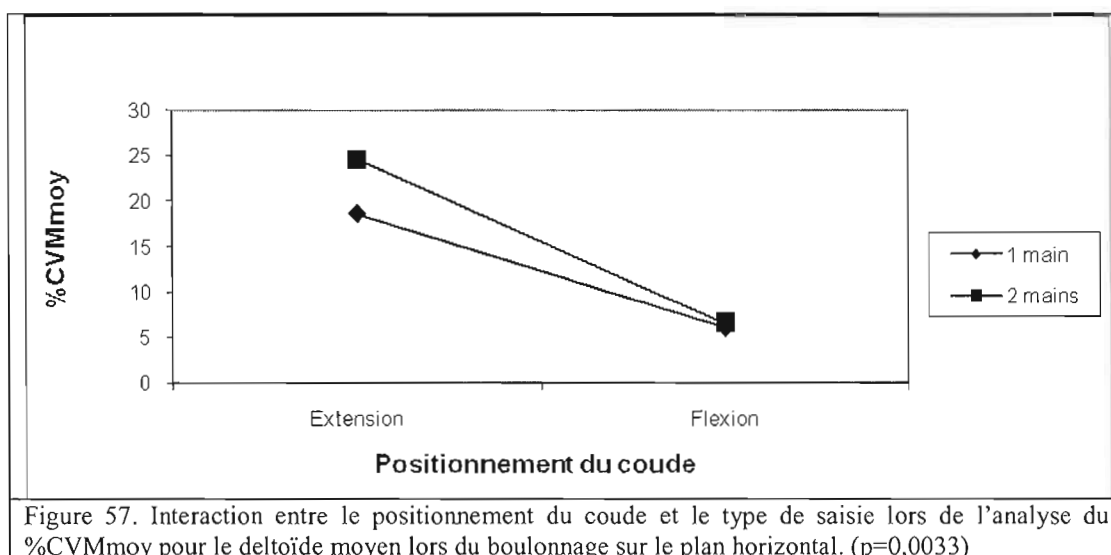


Le tableau 17 présente les résultats en %CVMmoy qui sont statistiquement significatifs lors du boulonnage sur le plan horizontal. Le trapèze supérieur et le deltoïde antérieur ont réagi au positionnement du coude. Pour ces muscles, le positionnement du coude en extension a résulté en un %CVMmoy qui est respectivement de 36,72%CVM et de 41,25%CVM, tandis qu'il est de 7,71%CVM et de 17,69%CVM lorsque le coude était fléchi. L'extenseur commun des doigts, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe ont aussi réagi aux types de saisie. La saisie à 2 mains a induit pour tous ces muscles une demande musculaire inférieure lorsque comparée à la saisie à une main.

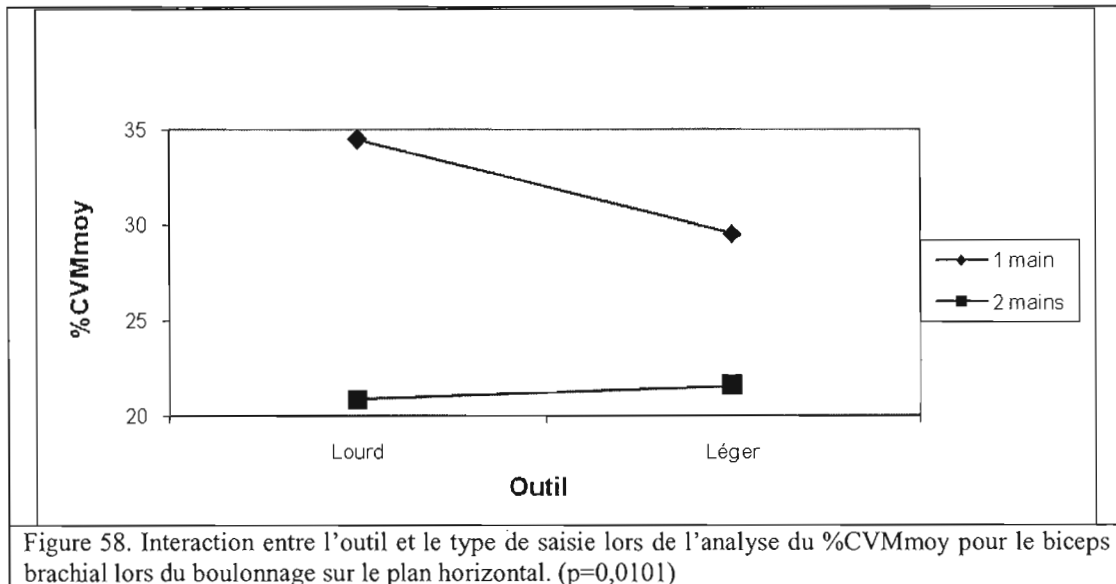
Tableau 17. Les %CVMmoy obtenus pendant le boulonnage sur le plan horizontal où l'analyse statistique des effets principaux a présenté une différence significative à  $p < 0,05$ . (N = 13)

	Positionnement du coude		Outil		Type de saisie	
	Extension	Flexion	Lourd	Léger	1 main	2 mains
Trapèze supérieur	36,72	7,71	N/S	N/S	N/S	N/S
Détoïde antérieur	41,25	17,69	N/S	N/S	N/S	N/S
Détoïde moyen	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Biceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Triceps brachial	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Extenseur radial du carpe	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S	N/S
Extenseur commun des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	25,04	22,22
Fléchisseur superficiel des doigts	N/S	N/S	N/S	N/S	15,38	13,38
Fléchisseur ulnaire du carpe	N/S	N/S	N/S	N/S	28,89	24,60

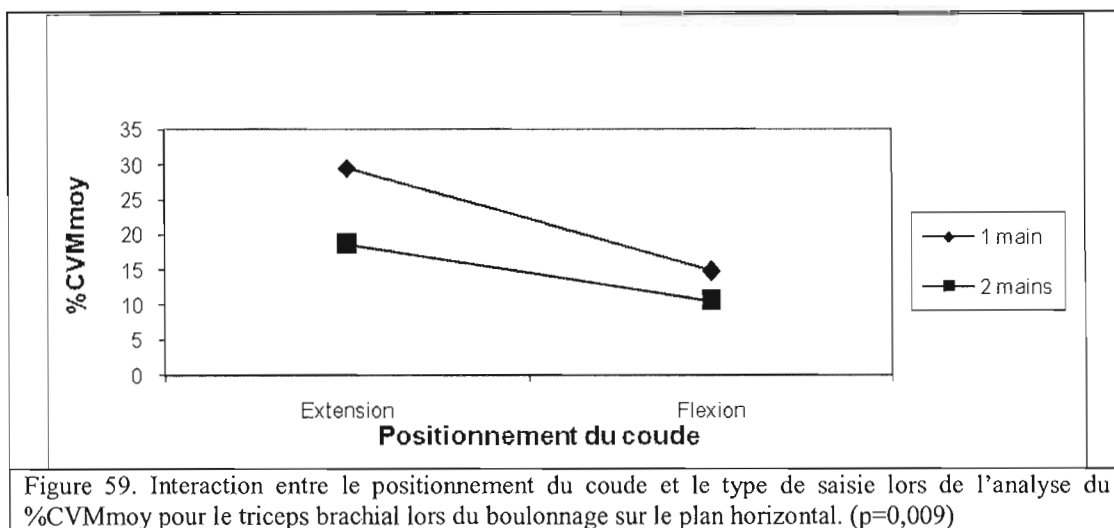
La figure 57 présente les %CVMmoy pour le deltoïde moyen en mettant en interaction le positionnement du coude et le type de saisie sur le plan horizontal lors du boulonnage. La situation qui s'est avérée la plus exigeante est lorsque le sujet boulonne le coude en extension en tenant l'outil à deux mains. Dans cette situation, le %CVMmoy est de 24,62, tandis que l'utilisation de l'outil avec le coude fléchi et en le saisissant à une main a induit l'activité musculaire moyenne la plus faible, de l'ordre de 6,1%CVM.



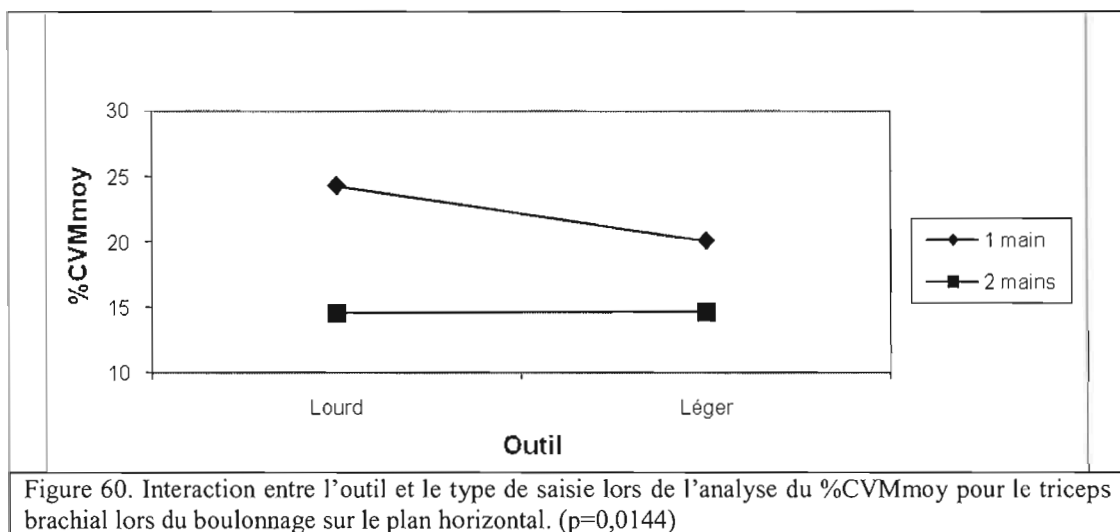
La figure 58 présente les %CVMmoy pour le biceps brachial en mettant en interaction l'outil et le type de saisie sur le plan horizontal lors du boulonnage. Lors du boulonnage à la clé à chocs lourde tenue à une main, la demande musculaire moyenne a été de 34,48%CVM. Il s'agit de la situation la plus exigeante. Lorsque cet outil était saisi à deux mains, cette demande était de 20,88%CVM. Il s'agit de la situation la moins exigeante. Les résultats indiquent qu'il est statistiquement moins exigeant d'utiliser l'outil lourd à deux mains (p=0,0052). La saisie de l'outil à deux mains est toujours statistiquement avantageuse (p=0,0001).



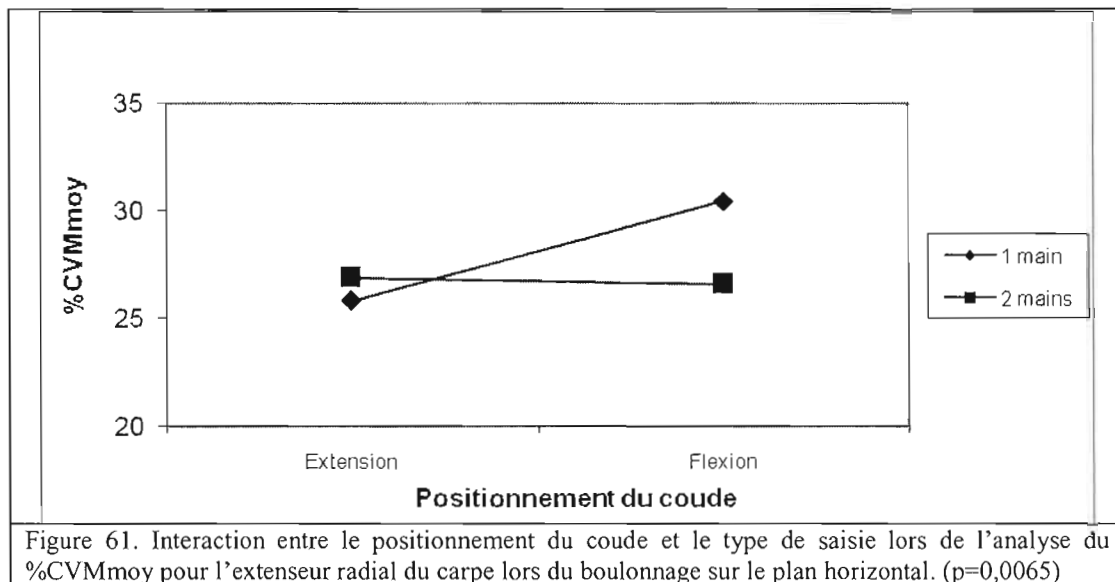
La figure 59 présente les %CVMmoy pour le triceps brachial en mettant en interaction le positionnement du coude et le type de saisie sur le plan horizontal lors du boulonnage. Les résultats présentent qu'il est plus exigeant de boulonner avec le coude en extension lorsque l'outil a été saisi à une main comparativement à la situation où le coude était fléchi et que l'outil était tenu à deux mains. Les résultats sont respectivement de 29,52%CVMmoy et de 10,61%CVMmoy.



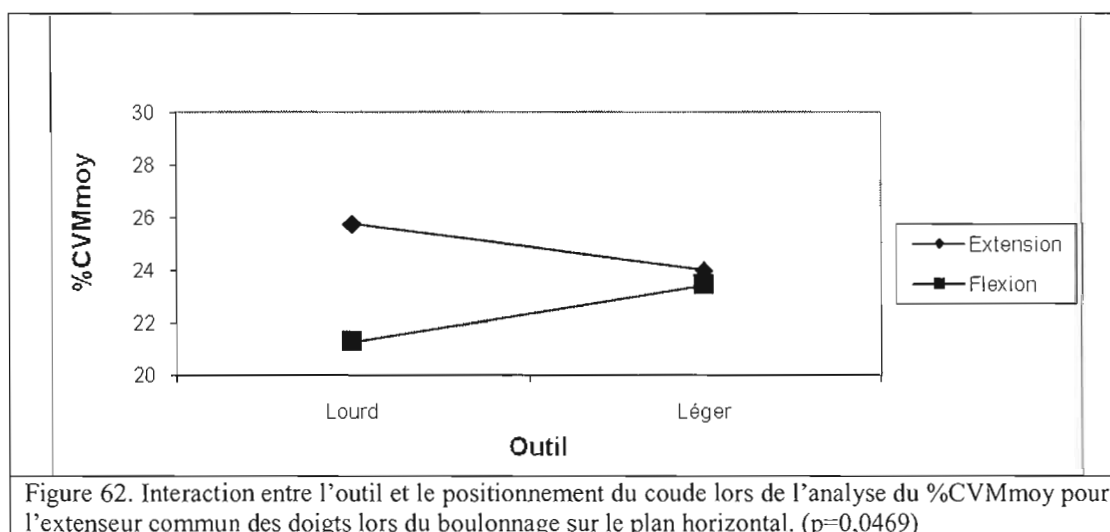
La figure 60 présente les %CVMmoy pour le triceps brachial en mettant en interaction le l'outil et le type de saisie sur le plan horizontal lors du boulonnage. La demande musculaire moyenne la plus importante est associée à la saisie à une main de l'outil lourd (24,29%CVM). À l'opposé, cet outil tenu à deux mains engendre l'activité musculaire la moins élevée (14,57%CVM) lors du boulonnage.



La figure 61 présente les %CVMmoy pour l'extenseur radial du carpe en mettant en interaction le positionnement du coude et le type de saisie sur le plan horizontal lors du boulonnage. Les résultats indiquent une activité musculaire moyenne plus élevée (30,47%CVM) lorsque l'outil est saisi à une main le coude fléchi comparativement à celle associée au coude en extension avec l'outil tenu à une main (25,83%CVM).



La figure 62 présente les %CVMmoy pour l'extenseur commun des doigts en mettant en interaction l'outil et le positionnement du coude sur le plan horizontal lors du boulonnage. Le boulonnage avec l'outil lourd et le coude en extension est la situation la plus exigeante pour ce muscle (25,76%CVM), tandis qu'elle est de 21,29%CVM lorsque cet outil est tenu le coude fléchi. Il s'agit de la situation la moins exigeante.



### 3.4.3 Analyse de l'effet de la vibration

Le tableau 18 présente les résultats en %CVM<sub>moy</sub> de l'analyse de l'effet de la vibration lors du maintien des postures de référence. Ces résultats indiquent que l'activité musculaire du trapèze supérieur n'a pas été influencée par l'outil utilisé ni par l'état de marche de celui-ci. De plus, la demande musculaire moyenne du deltoïde antérieur et du triceps brachial n'est pas affectée par l'état de marche de l'outil. Pour le deltoïde antérieur, le deltoïde moyen, le biceps brachial, le triceps brachial, l'extenseur radial du carpe, l'extenseur commun des doigts, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe, l'outil lourd est toujours associé à une demande musculaire moyenne supérieure. Par exemple, lors du maintien de la position de référence avec l'outil lourd, l'activité musculaire moyenne de l'extenseur radial du carpe est de 13,13%CVM, tandis que cette activité diminue à 9,18%CVM lors du maintien de l'outil léger. Pour le deltoïde moyen, le biceps brachial, l'extenseur radial du carpe, l'extenseur commun des doigts, le fléchisseur superficiel des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe, le maintien de la posture de référence avec l'outil en marche a induit la demande musculaire moyenne la plus élevée. Par exemple, pour l'extenseur radial du carpe, le maintien de cette position avec l'outil arrêté est associé à une demande musculaire moyenne de 7,92%CVM. Cette demande augmente à 14,38%CVM lorsque l'outil est en marche. Pour l'analyse des postures de référence, il n'y a eu aucune interaction statistiquement significative entre l'outil et l'état de marche. De manière générale, l'augmentation de l'activité musculaire est plus importante lors du passage de l'outil léger à l'outil lourd pour les muscles qui jouent un rôle antigravitaire (biceps brachial et extenseur radial du carpe). De plus, l'activation de l'outil provoque une augmentation plus importante pour tous les muscles de l'avant-bras.

Tableau 18. La demande musculaire en %CVMmoy pour les situations de références, les résultats en gras représentent les différences significatives à  $p < 0,05$ .

	Conditions	Trapèze supérieur	Deltoïde antérieur	Deltoïde moyen	Biceps brachial	Triceps brachial	Extenseur radial du carpe	Extenseur commun des doigts	Fléchisseur superficiel des doigts	Fléchisseur ulnaire du carpe
Outil	Lourd	1.67	<b>2.03</b>	<b>1.29</b>	<b>6.23</b>	<b>1.83</b>	<b>13.12</b>	<b>9.83</b>	<b>5.42</b>	<b>5.61</b>
	Léger	1.37	<b>1.62</b>	<b>1.13</b>	<b>3.87</b>	<b>1.40</b>	<b>9.18</b>	<b>7.30</b>	<b>4.14</b>	<b>4.56</b>
État de marche	Arrêt	1.49	1.82	<b>1.16</b>	<b>4.71</b>	1.55	<b>7.92</b>	<b>4.77</b>	<b>3.44</b>	<b>3.25</b>
	Marche	1.55	1.82	<b>1.25</b>	<b>5.39</b>	1.68	<b>14.38</b>	<b>12.35</b>	<b>6.12</b>	<b>6.93</b>

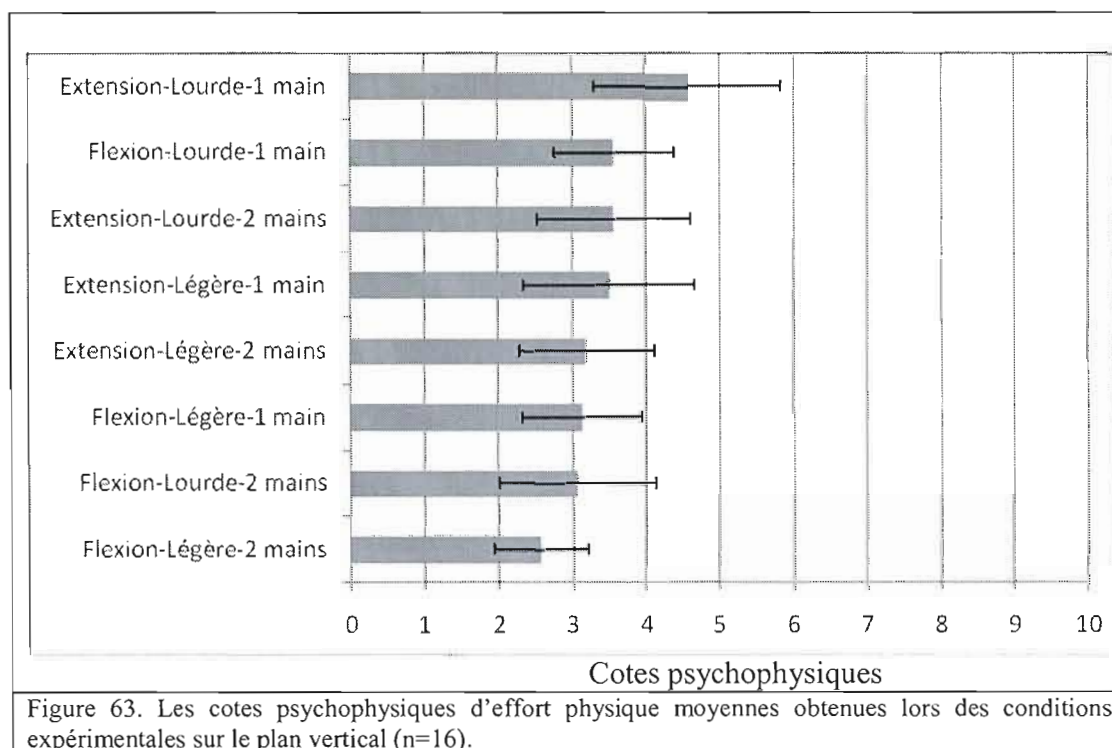
### 3.5 Analyse des données psychophysiques

Les résultats de l'analyse psychophysique seront divisés en deux sections. Tout d'abord, l'analyse des conditions expérimentales sur le plan vertical suivi de ceux sur le plan horizontal. Les figures 63 et 64 présentent seulement les moyennes et les écarts-types.

#### 3.5.1 Plan vertical

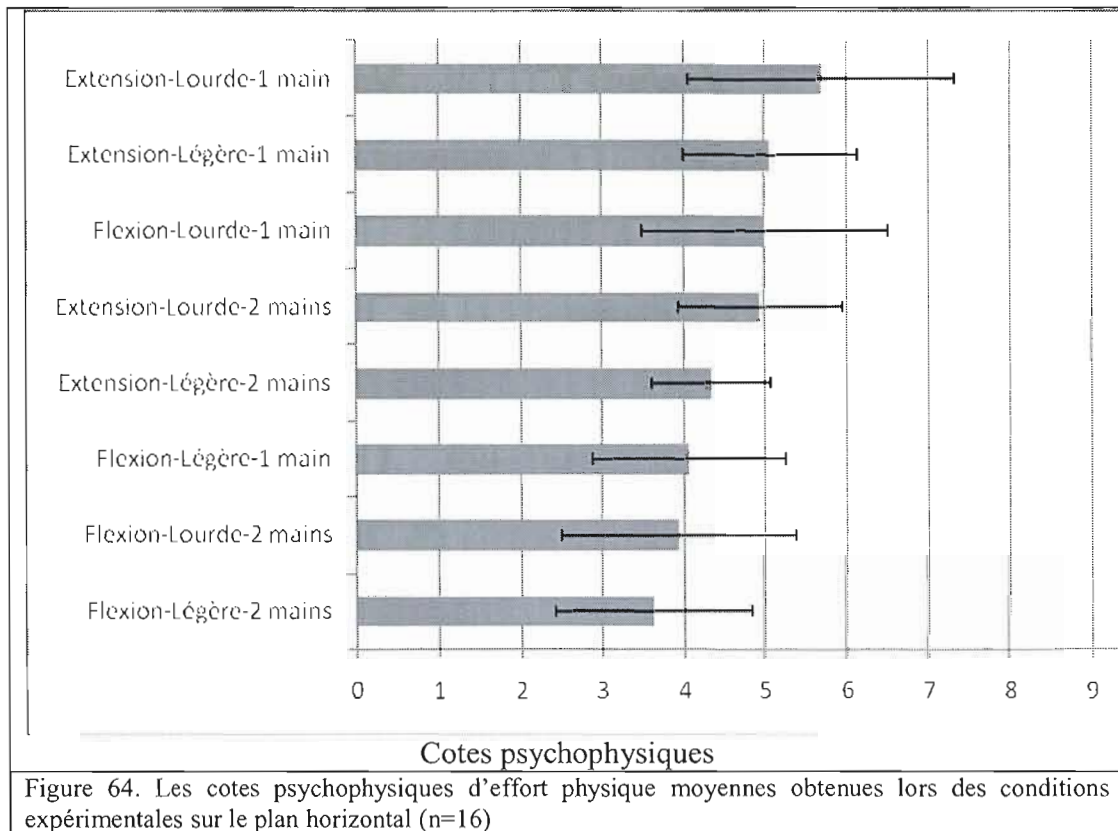
La figure 63 présente les résultats de l'analyse psychophysique pour les conditions sur le plan vertical. Les résultats indiquent que la condition expérimentale associée à la perception de l'effort le plus élevé, pour les membres supérieurs, est lors du boulonnage avec l'outil lourd tenu à 1 main avec le coude en extension. Dans ce cas, la cote psychophysique moyenne est de 4,6. À l'opposé, l'outil léger tenu à deux mains avec le coude fléchi induit une cote psychophysique moyenne de 2,6.





### 3.5.2 Plan horizontal

La figure 64 présente les résultats de l'analyse psychophysique pour les conditions sur le plan horizontal. Les résultats indiquent que la condition expérimentale associée à la perception de l'effort le plus élevé, pour les membres supérieurs, est lors du boulonnage avec l'outil lourd tenu à 1 main et le coude extension. Dans ce cas, la cote psychophysique moyenne est de 5,7. À l'opposé, l'outil léger tenu à deux mains avec le coude fléchi induit une cote psychophysique moyenne de 3,6.



## **Chapitre IV**

### **Discussion**

Cette section sera divisée en 4 parties. La première partie explique les résultats des variables de contrôle. La seconde partie consiste en une discussion détaillée pour chacune des variables indépendantes. La troisième est en lien avec l'évaluation psychophysique. Ces trois parties de la discussion présenteront l'explication des résultats qui ont été obtenus lors de l'expérimentation. Finalement, la dernière partie présente, à partir de l'ensemble des résultats, des recommandations dans le contexte de la mécanique automobile.

#### **4.1 Variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final**

L'expérimentation a démontré que l'outil lourd induisait toujours un nombre de coups moindre pour atteindre le couple de serrage final et une durée de serrage finale et de boulonnage plus courte que l'outil léger. Ces variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final n'ont pas été influencées par le type de saisie et le positionnement du coude lors du boulonnage avec l'outil lourd. Quant à l'outil léger, le couple de serrage final est inférieur. Le nombre de coups pour atteindre 115 Nm est moindre et les durées sont inférieures lorsque l'outil est saisi à 2 mains ou lorsque le coude est fléchi. En fait, selon le manufacturier, ces deux outils n'ont pas la même puissance, bien que tous les deux soient recommandés pour accomplir les mêmes tâches de travail. En réalité, l'outil lourd est reconnu pour être le plus fort des deux avec un couple de serrage maximal annoncé de plus de 500 Nm par le fabricant (Chicago Pneumatic). Cependant, les caractéristiques physiques de l'outil semblent avoir elles aussi influencé les variables dépendantes reliées à l'atteinte du couple de serrage final. Il a déjà été présenté par Freivalds et Eklund (1993) que l'inertie de

l'outil induit une diminution de l'amplitude du contrecoup. Ainsi, plus un outil est lourd, plus il résistera à la rotation induite par le contrecoup, ce qui permettra de transférer plus de force à la vis et atteindre un couple de serrage final plus élevé. Lors de l'utilisation de l'outil léger, la saisie à deux mains ou avec le coude fléchi entraîne aussi une augmentation de la résistance au contrecoup. Il en résulte une diminution du nombre de coups nécessaires pour atteindre le couple de serrage prédéterminé tout comme une diminution de la durée du serrage finale et du boulonnage.

## **4.2 Le positionnement du coude**

Selon les résultats qui ont été présentés dans le chapitre précédent, la contrainte physique associée au serrage final et au boulonnage en termes de demande musculaire moyenne et maximale est statistiquement moins importante pour plusieurs muscles lorsque le coude est fléchi. Bien que les explications diffèrent, cette moindre demande musculaire survenant lorsque le coude est fléchi est présente lors de l'utilisation des deux outils sur le plan vertical et horizontal. Les muscles qui profitent de cette réduction de l'activité myoélectrique induite par ce positionnement du coude sont surtout les muscles qui mobilisent le coude et l'épaule. Lors du serrage final sur le plan vertical pour le deltoïde antérieur, qui est un fléchisseur de l'épaule, l'utilisation de l'outil avec le coude fléchi induit une réduction de 9,69% de l'activité musculaire maximale. Il en va de même pour le biceps brachial, qui fléchit l'épaule et le coude. Pour ce muscle, lors de l'utilisation de l'outil léger, l'activité musculaire maximale est statistiquement inférieure lorsque le coude est fléchi (voir figure 55). En ce qui concerne le boulonnage, le coude fléchi entraîne une diminution de 7,06% de la demande musculaire moyenne pour le deltoïde antérieur. Il en va de même pour le biceps brachial. Ces résultats s'expliquent principalement par la diminution du moment de force induit par le positionnement du coude en flexion. Cependant, il s'avère particulièrement complexe de tenter de quantifier le moment de force à l'épaule induit par le boulonnage sur le plan vertical. En fait, l'outil est partiellement

tenu par l'adaptateur. De plus, il est possible que certains sujets aient légèrement utilisé le poids de leur corps en poussant pour maintenir l'outil en position lors de son utilisation et ce, particulièrement avec la main non-dominante qui n'était pas instrumentée. Ce sont ces deux éléments qui compliquent la quantification du moment de force à l'épaule. Par contre, la diminution du moment de force à l'épaule peut être présentée qualitativement. Comme le démontre la figure 65, lorsque le coude est fléchi, le bras de résistance (BR) diminue. Cette diminution du BR induit une réduction du moment de force à l'épaule. Cette réduction du moment de force est probablement responsable de la diminution de la demande musculaire moyenne et maximale lors du serrage final et du boulonnage sur le plan vertical lorsque le coude est fléchi.

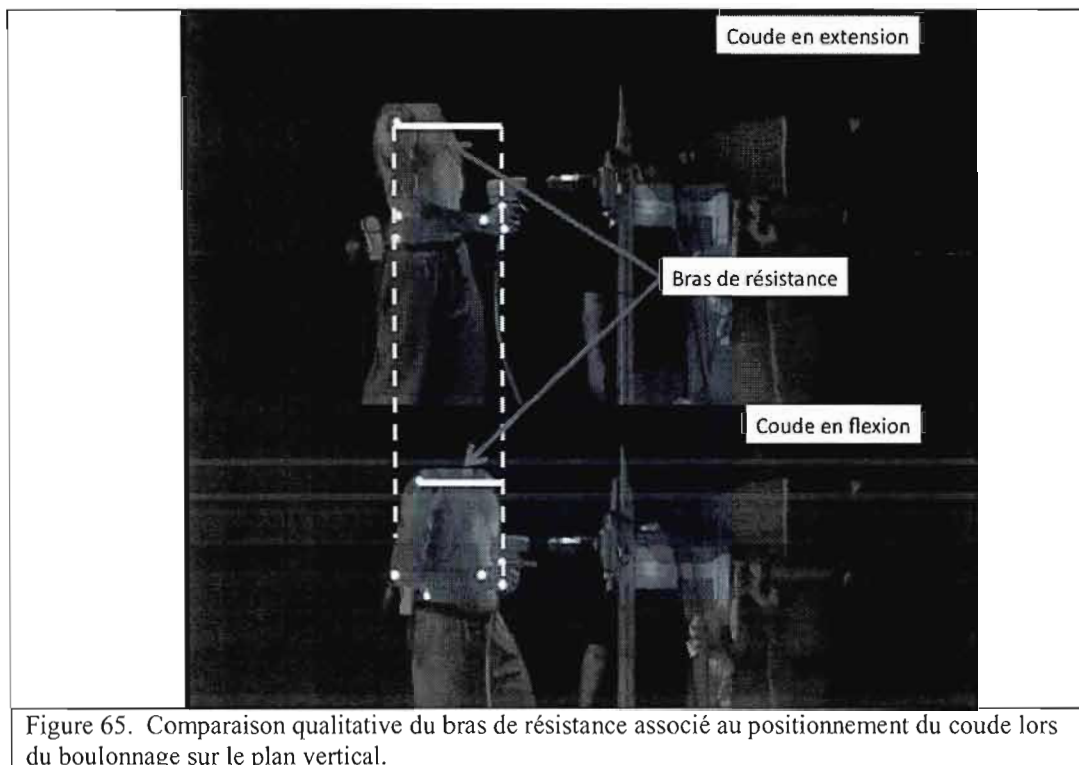


Figure 65. Comparaison qualitative du bras de résistance associé au positionnement du coude lors du boulonnage sur le plan vertical.

Lors du serrage final et du boulonnage sur le plan horizontal avec le coude fléchi, la réduction de l'activité musculaire par rapport au coude en extension est encore plus

importante. Cette réduction est de 33,96% de la capacité maximale pour le trapèze supérieur, de 29,57% pour celle du deltoïde antérieur et de 19,04% pour celle du deltoïde moyen. La demande musculaire moyenne du trapèze supérieur diminue de 29,01% et celle du deltoïde antérieur diminue de 23,56%. Ces diminutions de l'activité myoélectrique sont induites par la diminution de la contrainte associée au phénomène de T/L et du moment de force à l'épaule. En effet, la flexion du coude entraîne une diminution importante de l'angle relatif à l'épaule. La figure 66 démontre cette diminution importante de l'angle relatif. Lorsque le coude est en extension, l'angle moyen des conditions comparables (voir tableau 9) varie de 96 à 104 degrés, tandis qu'il varie de 28 à 33 degrés lorsque le coude est en flexion. Tout d'abord, la relation T/L du muscle agoniste explique une partie de l'augmentation de la demande musculaire des muscles de l'épaule en raison de leur raccourcissement. De plus, Marchand et al. (2008) ont démontré que l'augmentation de l'angle relatif avait pour effet d'augmenter la demande musculaire en raison de l'étirement des muscles antagonistes (extenseurs) de l'épaule. L'étirement de ces muscles entraîne une contrainte supplémentaire qui augmente la sollicitation des muscles fléchisseurs de l'épaule. De plus, comme il a été mentionné précédemment, la flexion du coude induit aussi une diminution du BR. La figure 67 présente la diminution qualitative du bras de résistance lorsque l'on compare le positionnement du coude lors du serrage final et du boulonnage sur le plan horizontal. Cette réduction du BR induit une diminution du moment de force, qui peut être aussi associée à la réduction de la demande musculaire moyenne et maximale. La diminution du moment de force à l'épaule est présentée par la figure 68. Ainsi, lors du boulonnage sur le plan horizontal avec le coude fléchi, le moment de force à l'épaule obtenu en tenant compte de la posture, du poids de l'outil (avec la rallonge si applicable) et du moment de force de l'outil, donne une somme de 14,7 Nm, tandis qu'elle est de 19,04 Nm lorsque le coude est en extension pour le sujet 13.

Finalement, un autre élément pourrait expliquer la diminution de la demande musculaire lors du boulonnage le coude fléchi sur le plan horizontal. La rallonge de 45 centimètres pourrait possiblement avoir absorbé une partie du contrecoup en se déformant légèrement lors de l'impact. Ainsi, ceci aurait diminué la contrainte à laquelle était soumise les muscles des membres supérieurs en ayant possiblement allongé légèrement le temps d'application de la force. Il est aussi possible que ce soit simplement la masse de la rallonge qui augmente l'inertie et ainsi contribue à réduire l'importance du contrecoup transféré aux membres supérieurs des sujets.

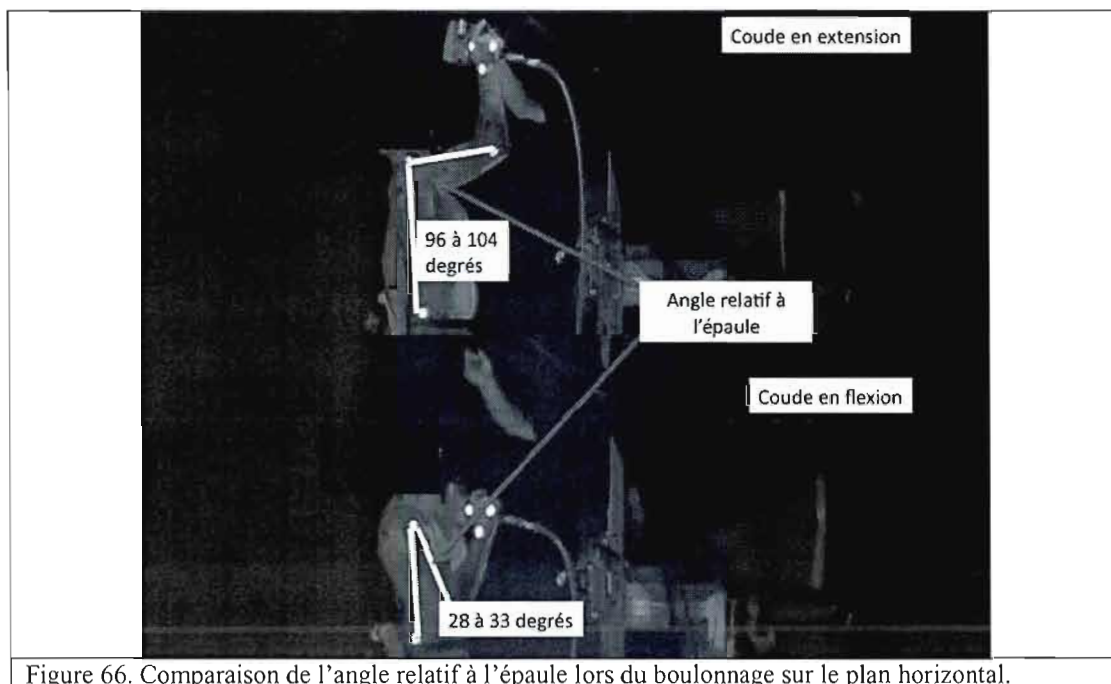


Figure 66. Comparaison de l'angle relatif à l'épaule lors du boulonnage sur le plan horizontal.



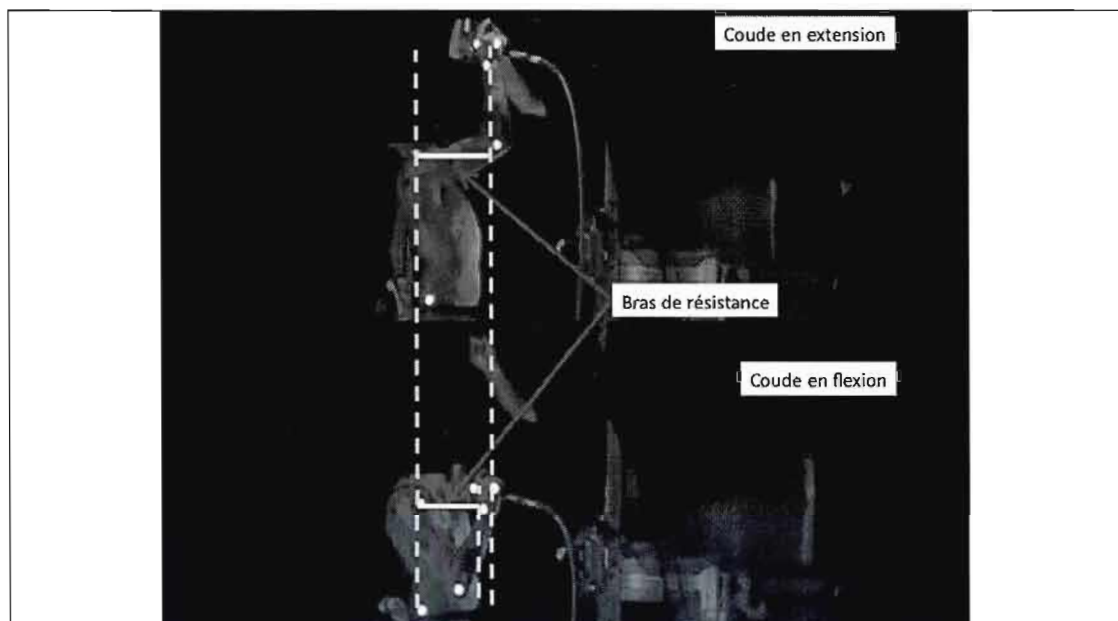


Figure 67. Comparaison qualitative du bras de résistance associé au positionnement du coude lors du boulonnage sur le plan horizontal.

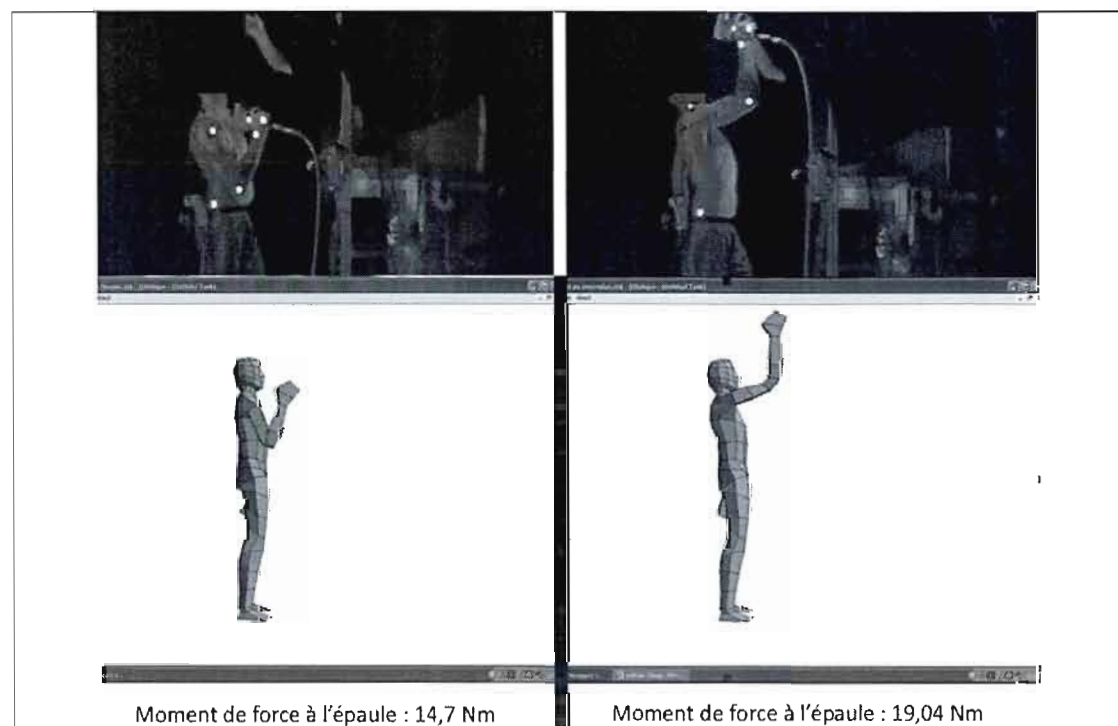


Figure 68. Comparaison quantitative du moment de force à l'épaule lors du boulonnage sur le plan horizontal lorsque le coude est fléchi (à gauche) et en extension (à droite) à l'aide du logiciel 3DSSPP de l'Université du Michigan.



### 4.3 Le type de saisie

Selon les résultats qui ont été présentés dans le chapitre précédent, la contrainte physique associée au serrage final et au boulonnage en termes de demande musculaire est statistiquement moins importante pour plusieurs muscles, lorsque la clé à chocs est saisie à deux mains. Ceci s'explique tout simplement par le fait que le travail musculaire dû à la tâche est réparti sur les deux membres supérieurs au lieu d'un seul. Bien que l'activité musculaire de l'ensemble des muscles diminue lorsque l'outil est saisi à deux mains, ce sont surtout les muscles qui mobilisent le coude et le poignet qui profitent de cette réduction de la contrainte physique. Par exemple, la saisie de l'outil à deux mains entraîne une diminution de 8,76% de l'activité myoélectrique maximale du biceps brachial lors du serrage final. Toujours lors du serrage final, la diminution de l'activité musculaire maximale est de 4,27% pour l'extenseur radial du carpe. Pour l'extenseur commun des doigts, la demande musculaire maximale est toujours inférieure lorsque l'outil est saisi à deux mains et ce, peu importe le positionnement du coude. Lors du boulonnage sur le plan vertical, la baisse de la demande musculaire moyenne est, entre autre, de 3,76% pour l'extenseur commun des doigts et de 5,15% pour le triceps brachial.

Pendant le serrage final sur le plan horizontal, l'activité musculaire maximale du biceps brachial est toujours inférieure lorsque l'outil est saisi à deux mains (voir figure 54.) Il en va de même pour le fléchisseur ulnaire du carpe avec une diminution de 5,12%. Lors du boulonnage sur le plan horizontal, l'activité musculaire moyenne du triceps brachial est aussi inférieure lorsque l'outil est saisi à deux mains (voir figure 56) et ce, peu importe l'outil utilisé. La demande musculaire moyenne diminue de 15% pour le fléchisseur ulnaire du carpe lorsque l'outil est saisi à deux mains. Cette diminution de l'activité musculaire maximale et moyenne lorsque l'outil est saisi à deux mains est causée par le partage bilatéral de la contrainte physique associée au serrage final ou au boulonnage. Ainsi, pour les muscles dont leur fonction

principale est de saisir l'outil, le fait de saisir à deux mains entraîne un partage du poids et de la contrainte liée au boulonnage et au serrage final sur les deux mains plutôt que sur une seule. Cette répartition de la contrainte est aussi effective pour les muscles responsables du maintien de l'outil en place pendant la période de boulonnage et de serrage final (ex : deltoïde antérieur).

#### **4.4 Le choix de l'outil**

Selon les résultats qui ont été présentés, il est plus complexe d'identifier un outil qui est plus avantageux quant à la demande musculaire moyenne et maximale. Cette complexité est induite par le plan expérimental imparfait de cette variable indépendante. Il s'agissait d'une limite connue et acceptée de ce projet de maîtrise. Cette limite est causée par les caractéristiques des clés à chocs pneumatiques retenues pour l'étude. Concrètement, la clé à chocs lourde possède une inertie importante et une grande vitesse, tandis que la légère présente une faible inertie et une petite vitesse. Si un plan expérimental parfait avait été désiré, le nombre d'outils aurait dû être doublé afin de combiner toutes les caractéristiques possibles. Cependant, l'objectif de cette expérimentation était de quantifier objectivement les stratégies observées qui avaient le potentiel de réduire la contrainte musculaire aux membres supérieurs, et non une analyse détaillée de l'impact des caractéristiques des clés à chocs pneumatiques. Dans cette optique, il ne s'agit pas d'une étude expérimentale qui ne porte que sur la vibration et les contrecoups, mais plutôt une étude ergonomique en laboratoire sur les postures visant à réduire les contraintes lors de l'utilisation d'une clé à chocs pneumatique dans le secteur des services à l'automobile. De plus, la littérature présentée sur ce sujet reflète cette complexité. Celle-ci présente des divergences d'opinion entre différentes équipes de chercheurs. En fait, peu d'équipes de recherche ont tenté de déterminer l'impact des caractéristiques d'une clé à chocs sur la demande musculaire moyenne et maximale.

Les chercheurs qui se sont intéressés à ce sujet en viennent souvent à des conclusions et recommandations différentes. Rappelons que, par exemple, Radwin et al. (1989) recommandent un temps de serrage final plus long afin de réduire l'amplitude du contrecoup et ainsi tenter de réduire la demande musculaire maximale. Freivalds et Eklund (1993), quant à eux, indiquent qu'il est préférable de réduire le temps d'exposition à la contrainte. Selon eux, l'amplitude du contrecoup qui affecte généralement la sollicitation musculaire maximale, est moins problématique que la quantité de mouvement en rotation et la durée du boulonnage. La discussion quant au choix de l'outil sera divisée selon le plan de travail (vertical ou horizontal).

#### **4.4.1 Le plan vertical**

En ce qui concerne le serrage final sur le plan vertical, il s'avère difficile de déterminer l'outil dont la contrainte musculaire est moins importante. Tantôt, l'outil lourd offre un avantage pour un muscle, tantôt c'est l'outil léger qui est le plus avantageux. Par exemple, lors du serrage final avec l'outil lourd, la demande musculaire maximale diminue de 5,91% pour le fléchisseur ulnaire du carpe. À l'inverse, lors de l'utilisation de cet outil, la demande musculaire maximale augmente de 4,57% pour le biceps brachial. L'analyse du boulonnage sur ce plan présente un avantage pour l'outil léger. L'avantage est de 4,27% pour l'extenseur radial du carpe quant à l'activité musculaire moyenne. La demande musculaire moyenne du biceps brachial diminue de 4,27% lors du boulonnage avec l'outil léger et le coude fléchi comparativement à l'outil lourd dans cette position. L'aspect positif, qui pourrait être responsable de la diminution de la contrainte musculaire moyenne ou maximale lors du serrage final ou du boulonnage avec l'outil lourd, serait dû à son inertie plus grande. En effet, cette inertie pourrait « amortir » une partie du contrecoup et ainsi diminuer l'amplitude de la contrainte musculaire. À l'inverse, le poids moins important de l'outil léger a un impact positif sur la contrainte en termes de moment de force. Celui-ci étant plus faible, l'ensemble des sujets n'ont pas eu à produire le

même niveau de force pour être en mesure de maintenir l'outil pendant le serrage final ou le boulonnage.

#### **4.4.2 Le plan horizontal**

En ce qui concerne le serrage final et le boulonnage sur le plan horizontal, les résultats tendent à indiquer un avantage pour l'outil lourd. En effet, la demande musculaire maximale diminue respectivement de 2,82% et de 4,29% pour l'extenseur commun des doigts et le fléchisseur ulnaire du carpe. L'analyse de la demande musculaire moyenne lors du boulonnage présente aussi un avantage pour l'outil lourd. Le boulonnage avec l'outil lourd engendre une demande musculaire moyenne plus faible pour le biceps brachial lorsque l'outil est tenu à deux mains (20,88%CVM). La même logique s'applique à l'extenseur commun des doigts. Le boulonnage avec l'outil lourd induit une demande musculaire moyenne de 21,29%CVM. Il s'agit de la situation la plus avantageuse pour ce muscle. L'hypothèse expliquant l'avantage de l'outil lourd lors du serrage final et du boulonnage sur le plan horizontal, en termes de demande musculaire moyenne et maximale, est probablement son inertie qui est plus importante. En fait, comme il a été présenté à la figure 67, le BR diminue lors du boulonnage avec le coude fléchi sur ce plan. Donc, la masse supérieure de l'outil lourd a moins d'impacts négatifs sur la demande musculaire, tandis que l'avantage lié à son inertie ne change pas. Un autre avantage possible de l'outil lourd est son bras de force (BF), qui est plus grand que celui de l'outil léger (voir figure 69). En fait, le BF de l'outil léger est de 0,098 m, tandis que celui de l'outil lourd est de 0,119 m. Le BF plus important de l'outil lourd pourrait induire une diminution de la force musculaire nécessaire au maintien de l'outil lors des contrecoups. Cet avantage aurait potentiellement un effet plus important sur le plan horizontal car la gravité n'a aucun effet sur la diminution de l'amplitude du contrecoup, contrairement au boulonnage sur le plan vertical où la gravité a un effet (voir figure 24). Comme le présente la figure 7, le déplacement

angulaire associé aux contrecoups est un déplacement contre la gravité. Ceci pourrait expliquer que le BF plus important de l'outil lourd n'a pas eu autant d'effet lors du boulonnage sur le plan vertical.

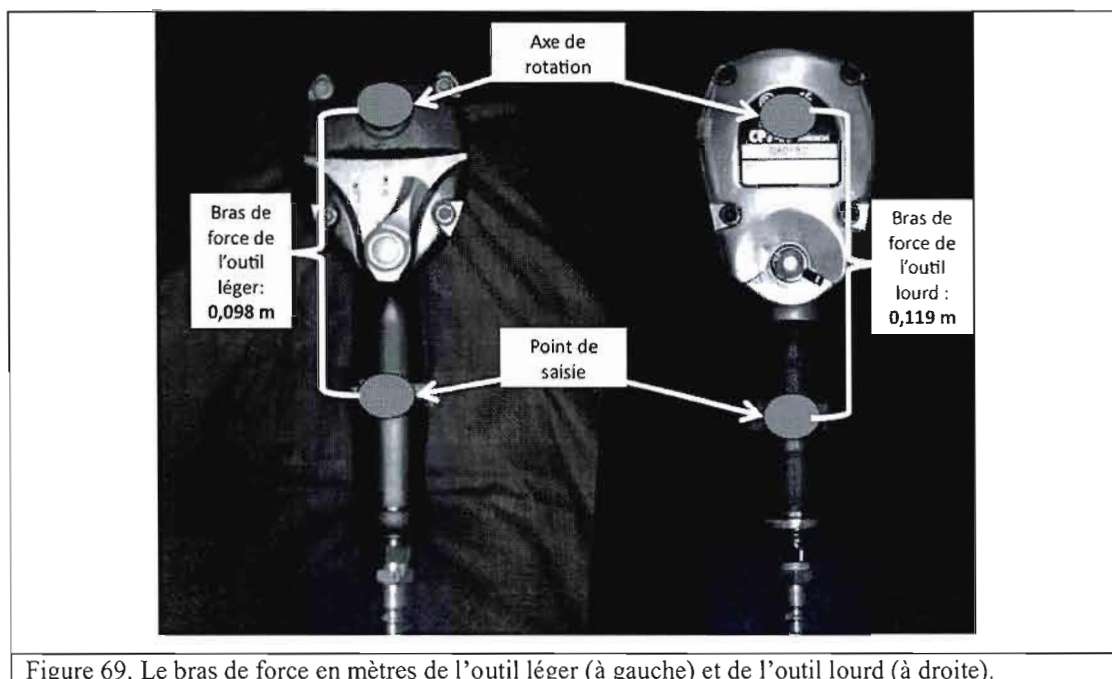


Figure 69. Le bras de force en mètres de l'outil léger (à gauche) et de l'outil lourd (à droite).

#### 4.5 Les exceptions

Il est nécessaire d'identifier et d'expliquer que dans certaines situations, certains résultats ne cadrent pas dans les explications qui ont été précédemment données. Par exemple, lors du serrage final et du boulonnage sur le plan vertical, la demande musculaire maximale et moyenne est inférieure lorsque l'outil léger est saisi à une main pour le deltoïde antérieur. Ce résultat aberrant peut être expliqué à partir des caractéristiques physiques de l'outil léger ainsi que par une spécificité du système musculaire. D'une part, l'inertie de l'outil léger est moins importante que celle de l'outil lourd, ce qui signifie que cet outil offre une moins grande résistance à la rotation induite par le contrecoup. D'autre part, le contrecoup est caractérisé par une

forte composante excentrique pour les muscles impliqués dans des mouvements de supination de l'avant-bras. Le système musculaire est beaucoup plus fort lors d'un effort excentrique et ce, dans un rapport de deux pour un (Gowzitzke et Milner, 1980). Concrètement, il est possible de formuler l'hypothèse que, dans cette situation, le manque d'inertie de l'outil léger aurait induit un contrecoup élevé qui aurait produit un effort excentrique important. Si tel est le cas, bien que l'activité musculaire moyenne et maximale soit inférieure lors de la saisie à une main, il serait plus avantageux qu'elle soit plus importante pour que la composante principale de la contraction soit plutôt isométrique afin de réduire les risques de micro-déchirures musculaires (Lieber et Friden, 1999).

L'augmentation de la demande au niveau des muscles fléchisseurs et abducteurs de l'épaule pourrait s'expliquer par une surcharge pondérale lorsque l'outil léger est tenu à deux mains. En effet, il semble que la présence de la deuxième main sur l'outil serve principalement à augmenter l'inertie du système « main-outil » et réduire l'effet du contrecoup. Toutefois, une partie du poids du membre supérieur de cette deuxième main serait transféré à l'autre, ce qui surchargerait les muscles de l'épaule du bras dominant qui sont principalement impliqués dans le maintien de la posture lors du travail sur le plan horizontal.

#### **4.6 La perception de l'effort**

L'analyse des données psychophysiques présente en général les mêmes résultats et constatations que l'analyse de l'EMG a permis de faire. Tout comme l'étude de Freivalds et Eklund (1993), les sujets ont été en mesure d'évaluer à partir d'une perception psychophysique de l'effort physique les variations de la contrainte pour les différentes conditions expérimentales.

#### 4.7 Discussion de l'analyse des postures de références

Les résultats indiquent que l'outil lourd induit une demande musculaire moyenne plus importante. Par exemple, le maintien statique de l'outil lourd induit une demande musculaire moyenne de 6,23%CVM pour le biceps brachial et de 13,12 %CVM pour l'extenseur radial du carpe. Comparativement, le maintien de l'outil léger induit une demande musculaire moyenne de 3,87%CVM pour le biceps brachial et de 9,18%CVM pour l'extenseur radial du carpe. Cette demande musculaire moyenne plus importante lors du maintien de l'outil lourd est induite par son poids plus important, d'où une contrainte plus importante pour l'ensemble des muscles mobilisant les membres supérieurs.

En comparant les résultats des références obtenues lorsque l'outil est en marche et à l'arrêt, il est possible d'identifier une augmentation de la demande musculaire moyenne lorsque l'outil est en marche. Par exemple, l'activité myoélectrique moyenne du fléchisseur ulnaire du carpe est de 3,25%CVM lorsque l'outil est hors fonction et de 6,95%CVM lorsque l'outil est en fonction, tandis que celle de l'extenseur radial du carpe augmente de 7,92%CVM à 14,38%CVM. Il s'agit de deux muscles qui ne sont pas impliqués dans le maintien de l'état de marche de l'outil. Ces deux muscles ne participent pas à l'actionnement de la gâchette, leurs insertions distales étant situées au niveau du poignet. Il est probable que cette augmentation de l'activité musculaire moyenne soit induite par le réflexe tonique vibratoire. Cependant, il n'y a pas eu de différence significative quant à la demande musculaire moyenne lorsque l'outil lourd et l'outil léger ont été comparés alors qu'ils étaient en fonction. La présence de ce réflexe pourrait être attribuable à la proximité des tendons distaux, de l'extenseur radial du carpe et du fléchisseur ulnaire du carpe, par rapport à la source de vibrations produite par l'outil (Eklund and Hagbarth, 1966).



## 4.8 Les recommandations

À partir des résultats obtenus, il est possible de proposer trois recommandations avec des données qui démontrent leur pertinence. La première recommandation est de toujours saisir l'outil à deux mains lors du boulonnage. Comme cela a été précédemment présenté, cette stratégie induit une diminution de la contrainte musculaire ainsi qu'une possible diminution de l'effort excentrique associé aux contrecoups. Ceci permet de réduire les risques associés aux microtraumatismes musculaires produits lors des efforts excentriques répétés (Lieber et Friden, 1999).

La seconde recommandation vise la réalisation d'un boulonnage avec le coude fléchi lors de l'utilisation de la clé à chocs pneumatique sur le plan vertical. Ce positionnement cause une diminution du BR, une diminution de l'étirement passif des muscles extenseurs de l'épaule qui peuvent nuire aux fléchisseurs (augmentation des valeurs de CVM) et une réduction du raccourcissement des muscles agonistes. Ceci a pour effet de diminuer la demande musculaire moyenne et maximale lors du boulonnage dans un plan vertical.

La troisième recommandation vise l'utilisation d'une rallonge de 45 centimètres lors du boulonnage sur le plan horizontal de manière à permettre la flexion du coude. La flexion du coude induit une diminution du BR et de l'étirement passif des muscles extenseurs de l'épaule. Ceci a pour effet de réduire la demande musculaire moyenne et maximale lors du boulonnage sur le plan horizontal.

Quant au choix de l'outil, à partir des résultats présentés, il s'avère presque impossible de déterminer un outil qui serait hors de tout doute plus avantageux lors de son utilisation sur le plan vertical. D'une manière générale, les résultats ont présenté un certain avantage pour l'outil lourd lors du boulonnage sur le plan horizontal. Par contre, les résultats permettent difficilement de prendre une décision



quant à l'outil recommandé lors du boulonnage sur le plan vertical. À la lumière des résultats, il serait préférable de valider les hypothèses formulées afin d'expliquer les différents résultats obtenus par l'outil lourd et léger. Cependant, les résultats suggèrent un possible avantage pour l'outil lourd. Par contre, il est important de mentionner que dans le contexte des services à l'automobile, ce sont les mécaniciens qui sont propriétaire des outils. À un prix de détail de plus de 500\$, il est impossible de leur suggérer de posséder deux clés à chocs pneumatiques avec une prise  $\frac{1}{2}$ , soit une pour le plan vertical et une pour le plan horizontal. À la lumière des résultats présentés, il n'est pas possible de déterminer une clé à chocs qui présente un avantage certain pour les deux plans.

## **Conclusion et limites de l'étude**

Afin de bien saisir la portée de ce projet de maîtrise, il faut tout d'abord connaître les limites de cette étude. La première limite a précédemment été mentionnée. Cette limite était en lien avec le choix des clés à chocs pneumatiques. Le choix de la population représente la seconde limite. Tous les sujets étaient droitiers, ce qui implique que les résultats de ce projet ne sont donc pas transférables aux travailleurs gauchers. En fait, l'impact des contrecoups est complètement inversé pour les gauchers lors du serrage des boulons. La troisième limite est induite par le régulateur du compresseur à air. Bien que celui-ci fût tout à fait approprié pour la tâche, il pouvait y avoir des variations d'environ 10 à 15 psi. Cette variation de la pression d'air pourrait avoir eu un certain impact sur les résultats. La quatrième limite est associable à l'EMG. La représentativité des %CVM est tributaire de la qualité des tests de contraction volontaire maximale.

Les résultats de ce projet de maîtrise ont permis de proposer des recommandations qui seront remises aux conseillers en prévention de ce secteur d'activité et pourront être utilisées comme amorce pour des interventions et comme éléments de formation. La prochaine étape de ce projet serait de déterminer, à partir d'un plan expérimental parfait, la clé à chocs pneumatique qui permet de réduire au maximum la demande musculaire moyenne et maximale.

# **APPENDICE A**

## **Formulaire de consentement**

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT (sujet majeur)

Évaluation de stratégies visant la réduction des contraintes physiques pour les membres supérieurs associées au boulonnage à la clé à chocs pneumatique par électromyographie sur le plan horizontal et vertical dans les secteurs des services à l'automobile

Responsable du projet : Alexandre Rouleau (Denis Marchand Ph.D.)  
Université du Québec à Montréal

### **BUT GÉNÉRAL DU PROJET**

Vous êtes invité à prendre part à ce projet visant à évaluer des stratégies visant la réduction des contraintes physiques pour les membres supérieurs associées au boulonnage à la clé à chocs pneumatique par électromyographie sur le plan horizontal et vertical dans les secteurs des services à l'automobile.

Ce projet de recherche reçoit l'appui financier de l'institut de recherche en santé et sécurité au travail (IRSST).

### **PROCÉDURE**

Votre participation consiste à participer à une période de formation d'une heure et de réaliser chacune des conditions expérimentales de ce projet de recherche.

### **AVANTAGES et RISQUES**

Votre participation contribuera à l'avancement des connaissances par une meilleure compréhension de la contrainte physique pour les membres supérieurs dans diverses situations de boulonnage. Vous demeurez libre d'arrêter le protocole expérimental sans avoir à vous justifier.

### **CONFIDENTIALITÉ**

Il est entendu que les données recueillies lors de l'expérimentation sont confidentiels et que seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Le matériel de recherche (cassette codée et résultats) ainsi que votre formulaire de consentement seront conservés séparément sous clé au laboratoire du chercheur responsable pour la durée totale du projet. Les cassettes ainsi que les formulaires de consentement seront détruits 2 ans après les dernières publications.

### **PARTICIPATION VOLONTAIRE**

Votre participation à ce projet est volontaire. Cela signifie que vous acceptez de participer au projet sans aucune contrainte ou pression extérieure et que par ailleurs vous êtes libre de mettre fin à votre participation en tout temps au cours de cette recherche. Dans ce cas et à votre demande les renseignements vous concernant seront détruits. Votre accord à participer implique également que

vous acceptez que l'équipe de recherche puisse utiliser aux fins de la présente recherche (articles, conférences et communications scientifiques) et à des fins pédagogiques, les renseignements recueillis à la condition qu'aucune information permettant de vous identifier ne soit divulguée publiquement à moins d'un consentement explicite de votre part.

#### COMPENSATION FINANCIÈRE

Il est entendu que vous recevrez au terme de l'expérimentation une somme de 50\$ pour votre participation.

#### DES QUESTIONS SUR LE PROJET OU SUR VOS DROITS?

Vous pouvez contacter le chercheur principal au numéro (514) 987- 3000 # 0217 pour des questions additionnelles sur le projet ou sur vos droits en tant que sujet de recherche. Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM a approuvé le projet de recherche auquel vous allez participer. Pour des informations concernant les responsabilités de l'équipe de recherche au plan de l'éthique de la recherche ou pour formuler une plainte ou des commentaires, vous pouvez contacter le Président du Comité institutionnel d'éthique de la recherche, Joseph Josy Lévy, au numéro (514) 987-3000 # 4483. Il peut être également joint au secrétariat du Comité au numéro (514) 987-3000 # 7753.

#### REMERCIEMENTS

Votre collaboration est essentielle pour la réalisation de notre projet et l'équipe de recherche tient à vous en remercier. Si vous souhaitez obtenir un résumé écrit des principaux résultats de cette recherche, veuillez ajouter vos coordonnées ci-dessous :

#### SIGNATURES :

Je, \_\_\_\_\_ reconnais avoir lu le présent formulaire de consentement et consens volontairement à participer à ce projet de recherche. Je reconnais aussi que l'interviewer a répondu à mes questions de manière satisfaisante et que j'ai disposé suffisamment de temps pour réfléchir à ma décision de participer. Je comprends que ma participation à cette recherche est totalement volontaire et que je peux y mettre fin en tout temps, sans pénalité d'aucune forme, ni justification à donner. Il me suffit d'en informer la responsable du projet.

Signature du sujet :

Date :

Nom (lettres moulées) et coordonnées :

Signature du chercheur responsable ou de son, sa délégué(e) :

Date :

***Veuillez conserver le premier exemplaire de ce formulaire de consentement pour communication éventuelle avec l'équipe de recherche et remettre le second au sujet.***

## Bibliographie

- Armstrong T.J., Fine L.J., Radwin R.G et Silverstein B.S. Ergonomics and the effects of vibration in hand-intensive work. *Scand. J Work Environ Health*, 13(4):286-289, 1987.
- Armstrong T.J., Bir C., and Foulke J.. Muscle responses to simulated torque reactions of hand-held power tools. *Ergonomics* 42 (1):146-159, 1999.
- Barregard, L. Short daily exposure to hand-arm vibrations in Swedish car machanics. Applied occupational and environmental hygiene. 18 (1): 35-40, 2003.
- Beauchamp Y., Marchand D., Galopin M. et Thomas M. *Impact de l'utilisation des pistolets de soudage pourvus d'une buse d'aspiration sur l'activation, musculaire des membres supérieurs, la perception psychophysique et la qualité des assemblages soudés*. Rapport IRSST R-152, Montréal, 1997, 32 pages.
- Boppart, M.D., Aronson D., Gibson, L., Roubenoff, R., Abad, L.W., Bean, J. Eccentric exercise markedly increases c-Jun NH<sub>2</sub>-terminal kinase activity in human skeletal muscle. *Journal of applied physiology*, 87: 1668-1673, 1999.
- Bouisset, S. et Maton, B. (1995). *Muscles, postures et mouvement: Bases et applications de la méthode électromyographique*. Hermann, Paris.
- Brown, S.J., Child, R.B. Day, S.H., Donnelly, A.E. Exercise-induced skeletal muscle damage and adaptation following repeated bouts of eccentric muscle contractions. *Journal of sports sciences*, 15: 215-222, 1997.
- Byström, S., Hall, C., Welander, T., Kilbom, A. Clinical disorders and pressure-pain threshold of the forearm and hand among automobile assembly line workers. *Journal of hand surgery*, 20(6): 782-790, 1995.
- Clarkson, P.M., Sayers, S.P. Etiology of exercise-induced muscle damage. *Canadian journal of applied physiology*. 24: 234-248, 1999.
- Chaffin, D.B. The role of biomechanics in preventing occupational injury. Special section : Conference on injury in America, *Public health rep.* 102(6), 599-602, 1987.
- Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J et Martin, J. *Occupational Biomechanics*. John Wiley & Sons, 2006, 360 p.
- Dolezal, B. Potteiger, J.A., Jacobsen, D.J., Benedict, S.H. Muscle damage and resting metabolic rate after acute resistance exercise with and eccentric overload. *Medicine and science in sports and exercise*. 32: 1202-1207, 2000.

- Eklund, G., Hagbarth, K.E. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*. 16: 80-82, 1966.
- Forsman, M., Cyren, H., Moller, T. Activity in five muscles during joint securing using pneumatic nutrunners. *International journal of industrial ergonomics*. 29(1): 21-32, 2002.
- Freivalds A. et Eklund J.. Reaction torques and operator stress while using powered nut runners. *Applied Ergonomics* 24 (3):158-164, 1993.
- Giguère, D., Marchand, D., Rouleau, A., Giusti, L. et Jargot, J. : " Congrès annuel de l'Association canadienne d'ergonomie (38e), Toronto (On), 17 - 19 octobre 2007., Comptes-rendus disponibles sous forme électronique. ISBN 978-0-9732384-5-7.
- Gold J.E, Fulmer S.et Tak S.. Ergonomic hazards in automotive service technicians, *Meeting Diversity in Ergonomics. Proceedings of the 16th Congress of the International Ergonomics Association*, Maastricht, The Netherlands, 10-14 July 2006, Edited by R.N. Pikaar, E.A.P. Koningsveld and P.J.M. Settels. Elsevier, Amsterdam. Disponible sur CD-ROM, 2006.
- Gowitzke, B. A., Milner, M. Understanding the scientific bases of human movement. Williams and Wilkins, 1980.
- Grieco, A., Molteni, G., De Vito, G., Sias, N. Epidemiology of musculoskeletal disorders due to biomechanical overload. *Ergonomics*. 41(9): 1253-1260, 1998.
- Griffin, M. Handbook of human vibration Academic press, London, 1990.
- Mager Stellman, J. Encyclopédie de sécurité et de santé au travail vol. 2 : Les risques professionnels, International labour organization, 2000.
- Griffin, M.J. Measurement, evaluation and assessment of occupational exposures to hand-transmitted vibration. *Occup. Environ. Med.* 54(2): 73-89, 1997.
- Hagberg, M., Silverstein, B., Wells, R., Smith, M.J., Hendrick, H.W., Carayon, P., Pérusse, M. Work in related musculoskeletal disorders: A reference book for prevention, Kuorinka I. et Forcier L. Taylor & Francis, 1995.
- Hansson J.E., Eklund L. et Kihlberg S.. Vibration in car repair work. *Applied Ergonomics* 18 (1):57-63, 1987.
- ISO 5349-2 : 2001. *Vibrations mécaniques – Mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main – Partie 2 : Guide pratique pour le mesurage sur les lieux de travail*. Organisation internationale de normalisation, Genève, 22 pages.

- Johnson, S. Evaluation of powered screwdriver design characteristics. *Human factors*. 30(1) : 61-69, 1988.
- Kant I., Notermans J.H.V et Borm P.J.A. Observations of working postures in garages using the Ovako Working Posture Analysing System (OWAS) and consequent workload reduction recommendations. *Ergonomics*, 1990, 33(2):209-220
- Kihlberg S., Kjellberg A., and Lindbeck L.. Pneumatic tool torque reaction: reaction forces, displacement, muscle activity and discomfort in the hand-arm system. *Applied Ergonomics* 24 (3):165-173, 1993.
- Kihlberg, H et Hagberg, M. : Hand-arm symptoms related to impact and non impact hand-held power tools. *Int. Arch. Occ. and Env. Health.*, 69(4):282-288, 1997.
- Komi, P.V., Buskirk, E.R. Effects of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics*, 15: 417-434.
- Kuorinka I. et Forcier L., éds. *Work related musculoskeletal disorders (WMSDs) – A reference book for prevention*. Taylor & Francis, 1995.
- Lieber, R.L., Fridén, J. Mechanisms of muscle injury after eccentric contraction. *Journal of science and medicine in sport* 2 (3): 253-265, 1999.
- Lin, J.H., Radwin, R.G., Richard, T.G. Handle dynamics predictions for selected power and tool applications. *Human factors*. 45(4): 645-656, 2003.
- Lin, J.H., McGorry, R.W., Dempsey, P.G., Chang, C.C. Handle displacement and operator responses to pneumatic nutrunner torque buildup. *Applied ergonomics*. 37 : 367-376, 2006.
- Lin, J.H., McGorry, R.W. Predicting subjective perceptions of powered tool torque reactions. *Applied ergonomics*. 40 (1) : 45-55, 2009.
- Lundborg, G. Dahlin, L., Lundström, R. Necking, L. Strömberg, T. Vibrotactile function of the hand in compression hand vibration-induced neuropathy. *Scand. J. plast. Reconstr. Hand. Sur.* 26: 275-279, 1992.
- Lundström, R.J.L. Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to vibration. *Scand. J. Work. Environ. Health.* 12: 413-416, 1986.
- Lundström, R. Strömberg, T., Lundborg, G. Vibrotactile perception threshold measurements for diagnosis of sensory neuropathy. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 64: 201-207, 1992.
- Maeda, S., Griffin, M.J. A comparison of vibrotactile thresholds on the finger obtained with different equipment. *Ergonomics*. 37: 1391-1406, 1994.



- Mager Stellman, J. Encyclopédie de la santé et de la sécurité au travail, Volume 2. Bureau international du travail, 2000.
- Mansfield, N.J., Griffin, M.J. Difference thresholds for automobile seat vibration. *Applied ergonomics* 31 :255-261, 2000.
- Marchand, D., Giguère, D., Rouleau, A. Importance des contraintes exercées à l'épaule lors du maintien de certaines postures observées chez les travailleurs des services à l'automobile. Congrès annuel de la société d'ergonomie de langue française (43<sup>e</sup>), Ajaccio. 17-19 septembre 2008
- McDowell, T.W., Dong, R.G., Xu, X., Welcome, D.E., Warren, C. An evaluation of impact wrench vibration emissions and test methods. *Ann. Occup. Hyg.* 52(2) :125-138, 2008.
- McGill, S.M. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *J. Biomechanics* 30(5): 465-475, 1997.
- Moen, B.E., Hollund, B.E., Torp, S. A descriptive study of health problems on car mechanics' hands. *Occup. Med.* 45(6): 318-322, 1995.
- Musson, Y., Burdorf, A., Van Drimmelen, D. Exposure to shock and vibration and symptoms in workers using impact power tools. *Annals of occupational hygiene.*, 33(1):85-96, 1989.
- Nussbaum, M.A., Clark, L.L., Lanza, M.A., Rice, K.M. Fatigue and endurance limits during intermittent overhead work. *AIHAJ.* 62: 446-456, 2001.
- Potvin J. R., Agnew M.J. et Ver Woert C.. An ergonomic comparison of pneumatic and electrical pistol grip hand tools. *International Journal of Industrial Ergonomics* 34 (6):467-478, 2004.
- Punnett, L. Fine, L.J., Keyserling, W.M., Herrin, G.D., Chaffin, D.B. Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scand. j. work. environ.* 26(4): 283-291, 2000.
- Radwin R.G., Vanbergeijk E. et Armstrong T.J.. Muscle response to pneumatic hand tool torque reaction forces. *Ergonomics* 32 (6):655-673, 1989.
- Semid O. Identification et évaluation des facteurs de risques à l'origine des lésions musculo-squelettiques aux membres supérieurs dans le secteur des Services à l'automobile. *Mémoire présenté à l'Université du Québec à Trois-Rivières comme exigence partielle de la Maîtrise en sécurité et Hygiène industrielle, UQTR*, 2002. 89 pages.
- Silverstein, B.A., Fine, L.J., Armstrong, T.J. Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *Am J Ind Med.* 11(3):343-58, 1987.



- Sjogaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K. et Saltin, B. Intramuscular pressure, EMG and blood flow during prolonged static contraction in man, *Acta physiol. Scand.*, 128, 475-484 (1986)
- Ker, Ashley. Ventes de véhicules automobiles neufs : bilan de l'année 2006, (page consultée le 10 janvier 2008), [enligne]. Adresse URL : <http://www.statcan.gc.ca/pub/11-621-m/11-621-m2007054-fra.htm>
- Talag, T.S. Residual muscular soreness as influenced by concentric, eccentric and static contractions. *Research Quaterly*, 44 : 458-469, 1973.
- Thompson, C.. Effets de la vibration induite par le patin à roues alignées sur les fonctions neuromotrices. Mémoire présenté à l'Université du Québec à Montréal comme exigence partielle de la Maîtrise en Kinanthropologie, UQAM, 2000. 131 pages.
- Torp S, Riise T. et Moen B.E.. Work-related musculoskeletal symptoms among car mechanics: a descriptive study. *Occupational Medicine* 46 (6):407-413, 1996.
- Westling G, Johansson RS. Factors influencing the force control during precision grip. *Exp Brain Res.* 1984;53(2):277-84.
- Wieslander, G., Norbäck, D., Göthe, C-J., Juhlin, L. Carpal tunnel syndrome (CTS) and exposure to vibration, repetitive wrist movements and heavy manual work : A case referent study. *J. indust. Med* 46 : 43-47, 1989.
- Wirhed, R. *Anatomie et science du geste sportif*. Vigot, 1985, 103 p.